

FRANCISCO DINIZ AFFONSO DA COSTA

**Desempenho Hidrodinâmico de Próteses Valvares Aórticas  
Porcinas e de Pericárdio Bovino sem Anel de Suporte.  
Estudo em Duplicador de Pulso.**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor.

Orientador: Prof. Gregório Bussyguin

CURITIBA  
1994

Aos meus pais Arlete e Iseu,  
pela formação e  
exemplo de amor e dedicação.

À Marise,  
pelo estímulo e compreensão  
e às queridas filhas,  
Ana Cláudia e Ana Beatriz.

À memória de Roberto Cat,  
pela amizade.

## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Gregório Bussyguin, pela orientação da tese, pelo exemplo contínuo de rigor científico na execução dos ensaios e esforço permanente em manter as atividades de pesquisa na área de Bioengenharia da Universidade Federal do Paraná.

Ao Professor Osvaldo Malafaia, esteio do ensino pós-graduado no Departamento de Cirurgia, pelo estímulo a que, concluindo o doutorado, possamos progredir na vida acadêmica.

Ao Professor Domingo Marcolino Braile, pela sugestões oferecidas ao desenvolvimento deste trabalho, cessão de materiais necessários à sua execução e amizade generosa com que nos tem distinguido.

Ao Professor Tirone David, por nos ter incentivado ao estudo de novas alternativas no campo das biopróteses e valiosas sugestões.

Ao Professor Sérgio Brenner, pela motivação de aperfeiçoamento profissional e acadêmico e pela paciente revisão do texto.

Ao Dr. Carlos Ravazzani, colega e amigo, pelo inestimável auxílio na documentação gráfica.

Aos Drs. Djalma Luiz Faraco e Fábio Said Sallum, amigos e companheiros permanentes de trabalho, pelo apoio imprescindível a feitura desta tese.

À Bioquímica Carla Felippin, Sra. Elza Heiko Martinez e Srta. Adriana A. Ferreira, pela presteza na confecção das próteses deste estudo.

À Srta. Alexandra Marques da Silva, pelo metódico trabalho de digitação do texto, ao qual dedicou elogiável zelo.

À Sra. Angela da Matta Silveira Martins, pela análise estatística de nossos dados.

Ao Sr. Fernando Ligocki, pela excelência na edição dos filmes.

À Sra. Laci das Neves, pela orientação e auxílio nas pesquisas bibliográficas.

## SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS .....	v
LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	vi
LISTA DE ABREVIATURAS .....	viii
RESUMO .....	x
SUMMARY .....	xii
1. INTRODUÇÃO .....	2
1.1. Objetivos .....	3
2. REVISÃO DA LITERATURA .....	6
2.1. Próteses porcinas .....	6
2.2. Próteses de pericárdio bovino .....	16
3. MATERIAL E MÉTODO .....	23
3.1. Descrição das Biopróteses .....	23
3.1.1. Prótese de pericárdio bovino com suporte (PBCS) .....	23
3.1.2. Prótese de pericárdio bovino sem suporte (PBSS) .....	24
3.1.3. Prótese porcina sem suporte (PSS) .....	26
3.2. Descrição do duplicador de pulso .....	29
3.3. Aferição do equipamento de medição .....	31
3.4. Regulagem das escalas de medição do osciloscópio .....	33
3.5. Condições gerais dos ensaios .....	33
3.6. Ensaios realizados .....	34
3.7. Medidas realizadas .....	36
3.8. Parâmetros considerados .....	38
3.9. Desempenho hidrodinâmico .....	39
3.10. Caracterização das próteses .....	41
3.11. Análise estatística .....	41
4. RESULTADOS .....	43
5. DISCUSSÃO .....	68
6. CONCLUSÕES .....	87
7. ANEXO 1 .....	90
8. ANEXO 2 .....	98
9. ANEXO 3 .....	126
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	128

## LISTA DE TABELAS

1. Próteses estudadas .....	35
2. Gradientes de pico .....	50
3. Gradientes médios .....	50
4. Áreas efetivas de fluxo de pico .....	51
5. Áreas efetivas de fluxo média .....	55
6. Coeficientes de descarga .....	55
7. Índice de desempenho .....	56
8. Índice de eficiência .....	57
9. Perdas percentuais de energia sistólica .....	57
10. Perdas percentuais de energia por refluxo .....	58
11. Perdas percentuais totais de energia .....	59
12. Áreas efetivas de fluxo para próteses com diâmetro 19 mm .....	76
13. Áreas efetivas de fluxo para próteses com diâmetro 21 mm .....	77
14. Áreas efetivas de fluxo para próteses com diâmetro 23 mm .....	78

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1. Prótese de pericárdio bovino com suporte (PBCS) .....	25
2. Prótese de pericárdio bovino sem suporte (PBSS) .....	27
3. Prótese porcina sem suporte (PSS) .....	28
4. Duplicador de pulso utilizado no presente estudo .....	30
5. Preparado da via de saída do ventrículo, raiz aórtica e porção proximal da aorta interposto no duplicador de pulso.....	32
6. Registro gráfico de um ensaio .....	37
7. Curvas de correlação $\Delta p$ / débito cardíaco para as PBCS .....	44
8. Curvas de correlação $\Delta p$ / débito cardíaco para as PSS .....	45
9. Curvas de correlação $\Delta p$ / débito cardíaco para as PBSS .....	46
10. Curvas de correlação $\Delta p$ / débito cardíaco para próteses 19 mm ..	47
11. Curvas de correlação $\Delta p$ / débito cardíaco para próteses 21 mm ..	48
12. Curvas de correlação $\Delta p$ / débito cardíaco para próteses 23 mm ..	49
13. Curva de correlação das áreas efetivas de fluxo com débito cardíaco para próteses 19 mm .....	52
14. Curva de correlação das áreas efetivas de fluxo com débito cardíaco para próteses 21 mm .....	53
15. Curva de correlação das áreas efetivas de fluxo com débito cardíaco para próteses 23 mm .....	54

16. Perdas de energia ( $\% \Delta E_s$ , $\% \Delta E_r$ , $\% \Delta E_t$ ) para próteses com diâmetro 19 mm .....	60
17. Perdas de energia ( $\% \Delta E_s$ , $\% \Delta E_r$ , $\% \Delta E_t$ ) para próteses com diâmetro 21 mm .....	61
18. Perdas de energia ( $\% \Delta E_s$ , $\% \Delta E_r$ , $\% \Delta E_t$ ) para próteses com diâmetro 23 mm .....	62
19. Mecanismo de abertura de uma PBCS .....	64
20. Mecanismo de abertura de uma PBSS .....	65
21. Mecanismo de abertura de uma PSS .....	66

## LISTA DE ABREVIATURAS

%R =	Porcentagem do refluxo
%s =	Porcentagem do tempo de sístole
% $\Delta$ Er =	Perda percentual de energia por refluxo
% $\Delta$ Es =	Perda percentual de energia sistólica
% $\Delta$ Et =	Perda percentual total de energia
AEF =	Área efetiva de fluxo
AEFm =	Área efetiva de fluxo médio
AEFp =	Área efetiva de fluxo de pico
Af =	Área do fluxo
Ag =	Área do gradiente
Ar =	Área do refluxo
bpm =	batimentos por minuto
Cd =	Coeficiente de descarga
cm =	centímetros
cm <sup>2</sup> =	centímetros quadrados
DC =	Débito cardíaco
div =	divisão
dyn =	dinas
Ef =	Fator de transdução de fluxo
Eg =	Escala geométrica de ampliação
Eh =	Escala horizontal do tempo
EI =	Efficiency index
EOA =	Effective orifice area
EOAm =	Mean effective orifice area
EOAp =	Peak effective orifice area
Ep =	Fator de transdução de pressão
Ev =	Energia ventricular
Evf =	Escala vertical de fluxo
Evp =	Escala vertical de pressão
F =	Frequência



FA =	Formaldeído
FDA =	Food and Drug Administration
GDA =	Glutaraldeído
H <sub>Amax</sub> =	Altura máxima da pressão arterial
H <sub>Amin</sub> =	Altura mínima da pressão arterial
H <sub>fmax</sub> =	Altura máxima do fluxo
H <sub>g</sub> =	Altura máxima do gradiente
H <sub>gr</sub> =	Altura máxima do gradiente do refluxo
H <sub>rmax</sub> =	Altura máxima do refluxo
ID =	Índice de desempenho
IE =	Índice de eficiência
ISO =	International Organization for Standardization
L =	Distância entre picos
l/min =	litros por minuto
L <sub>f</sub> =	Comprimento do fluxo
L <sub>g</sub> =	Comprimento do gradiente
L <sub>r</sub> =	Comprimento do refluxo
MHD =	Magneto-hidro-dinâmico
min =	minutos
mJ =	miliJoules
ml =	mililitros
mm =	milímetros
mm <sup>2</sup> =	milímetros quadrados
mmHg =	milímetros de mercúrio
mV =	milivolt
P <sub>A</sub> diast =	Pressão arterial diastólica
P <sub>A</sub> M =	Pressão arterial média
P <sub>A</sub> sist =	Pressão arterial sistólica
PBCS =	Prótese de pericárdio bovino com anel
PBSS =	Prótese de pericárdio bovino sem anel

PI =	Performance index
PP =	Stented pericardial prosthesis
PSS =	Prótese porcina sem anel
PVC =	Cloreto de polivinila
Q =	Fluxo
Qsm =	Fluxo sistólico médio
Qsp =	Fluxo sistólico de pico
Rc =	Relação crescente
Rd =	Relação decrescente
s =	segundo
s/x% =	Coeficiente de variação
SIF =	Serviço de Inspeção Federal
SPP =	Stentless pericardial prosthesis
SPV =	Stentless porcine prosthesis
T =	Tempo do ciclo
Ts =	Tempo de sístole
V =	Volt
Vc =	Voltagem crescente
Vd =	Voltagem decrescente
Vr =	Volume do refluxo
VS =	Volume sistólico
x =	Desvio-padrão
$\bar{x}$ =	Média
$\mu F$ =	microfaraday
f =	Abertura
$\Delta E_r$ =	Perda de energia por refluxo de fechamento
$\Delta E_s$ =	Perda sistólica de energia
$\Delta E_t$ =	Perda total de energia
$\Delta p-m$ =	Gradiente médio
$\Delta p-p$ =	Gradiente de pico
$\Delta p-r$ =	Gradiente do refluxo

## RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi o de avaliar, comparativamente, o desempenho hidrodinâmico "in vitro" de próteses aórticas porcinas e de pericárdio bovino sem anel de suporte. Para tanto, utilizamos um duplicador de pulso desenvolvido na Universidade Federal do Paraná, modificado especificamente para a análise de próteses sem suporte. Foram estudados três tipos de prótese: Prótese porcina sem suporte (PSS), Prótese de pericárdio bovino sem suporte (PBSS) e Prótese de pericárdio bovino com suporte (PBCS). Este último tipo já foi extensamente estudado por outros investigadores, e foi incluído neste trabalho como um referencial, a partir do qual, comparações com os resultados de outros investigadores fossem mais fundamentadas. As próteses foram estudadas em seus diâmetros nominais 19, 21 e 23 mm. Esses diâmetros foram escolhidos por serem os tamanhos nos quais o desempenho hidrodinâmico das próteses se torna crítico. Para cada tipo de prótese, foram estudados 3 exemplares em cada diâmetro, perfazendo 9 exemplares testados de cada tipo. Cada prótese foi testada com débitos cardíacos que variaram entre 3 a 9 l/min, através da combinação de volumes sistólicos de 45, 65 e 75 ml e frequências cardíacas de 80, 100 e 120 bpm, aproximadamente. A resistência periférica e complacência arterial foram mantidas constantes, assim como a pressão atrial foi fixada em 15 mmHg. O desempenho hidrodinâmico foi avaliado pelas áreas efetivas de fluxo de pico e média (AEFp, AEFm), coeficiente de descarga (Cd), índice de desempenho (ID) e índice de eficiência (IE). Foram também calculadas as perdas percentuais de energia sistólica (% $\Delta$ Es), por refluxo de fechamento (% $\Delta$ Er) e totais (% $\Delta$ Et). Durante a realização dos ensaios, todas as próteses foram filmadas por suas faces aórtica e ventricular, possibilitando a análise visual de seu mecanismo de abertura e fechamento. As PBSS tiveram o melhor desempenho hidrodinâmico quanto às AEF, ID e IE. Por estes parâmetros, as PSS e PBCS tiveram desempenho similares nos diâmetros 21 e 23 mm. No diâmetro 19 mm, as PSS tiveram desempenho superior às PBCS. As AEF das PBCS foram constantes em todas as condições de ensaios, enquanto que as PSS e PBSS apresentaram aumento de suas AEF em resposta à incrementos no débito cardíaco. As PBCS tiveram o melhor Cd entre os três tipos de prótese, seguidos das PBSS e PSS. Analisadas quanto às perdas percentuais totais de energia, as PBSS e PSS tiveram desempenho similares. Embora as PBSS tenham apresentado % $\Delta$ Es menores, suas % $\Delta$ Er foram maiores, pois estão associadas a maiores refluxos de fechamento. As perdas percentuais totais de energia das PBCS foram maiores que as dos outros dois tipos de prótese. A observação visual do mecanismo de abertura e fechamento das próteses revelou que, nos três tipos estudados, as cúspides tendem a abrir simultaneamente. Entretanto, em algumas PBCS e PBSS, verificou-se, ocasionalmente, abertura e fechamento sequencial das mesmas quando analisadas quadro a quadro nas filmagens. Esse mecanismo foi imperceptível à inspeção visual habitual. Já nas PSS a abertura e fechamento de suas cúspides foi sempre simultâneo, mesmo quando analisadas quadro a quadro. As PBSS e PBCS apresentaram amplo orifício

circular de abertura ao nível de suas margens livres. Nas PSS, as três cúspides abriram de forma regular sem a formação de dobraduras, descritas nas próteses com suporte. A sua cúspide coronariana direita pode apresentar menor abertura que as demais. As próteses sem suporte tiveram desempenho hidrodinâmico "in vitro" superior ao das próteses com suporte, e apresentaram características que, teoricamente, podem aumentar sua durabilidade.

## SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate, comparatively, the "in vitro" hydrodynamic performance of stentless porcine and pericardial prostheses for replacement of the aortic valve. We used a pulse duplicator developed at the Federal University of Paraná and specially adapted for the study of stentless prostheses. Three types of prostheses were studied: stentless porcine (SPV), stentless pericardial (SPP) and stented pericardial prosthesis (PP). The latter was extensively investigated in the past and served as a reference to our results. The prostheses were studied in their 19, 21 and 23 mm nominal diameters because it is in these diameters where their hydrodynamic performance may become critical. For each prosthesis type, three specimens were studied in each diameter, so that the total number was 9, for each type. Each prosthesis was tested with cardiac outputs varying from 3 to 9 l/m, obtained by the combination of systolic volumes of 45, 65 and 75 ml and heart rates of approximately 80, 100 and 120 beats per minute. Peripheral resistance and arterial compliance were kept constant as well as the atrial pressure which was fixed at 15 mmHg. Hydrodynamic performance was evaluated by the peak and mean effective orifice areas (EOAp, EOAm), discharge coefficient (Cd), performance index (PI) and efficiency index (EI). Percentual systolic energy loss ( $\% \Delta E_s$ ), percentual closing reflux energy loss ( $\% \Delta E_r$ ), and percentual total energy loss ( $\% \Delta E_t$ ) were also calculated. During the essays, the prostheses were filmed viewing their ventricular and aortic faces so that their opening and closing mechanism could be analysed. The SPP prostheses had the better hydrodynamic performance as judged by the EOA, PI and EI. By these parameters, the 21 and 23 mm SPV and PP had similar performances. The 19 mm SPV performed better than the 19 mm PP. The EOA of the PP tended to be constant during all essays, whereas the SPP and SPV showed an increase in their EOA in response to flow increments. The PP had the better Cd among the three types, followed by the SPP and SPV. Judged by the percentual total energy loss, the SPP and SPV had similar performances. Although the SPP displayed lower  $\% \Delta E_s$ , their  $\% \Delta E_r$  were higher because they had greater closing reflux. The percentual total energy loss of the PP were higher than that of the other types. Visual observation of the opening and closing mechanism of the prostheses showed that, in all types, their cusps tended to open simultaneously. However in some SPP and PP a sequential opening and closing mechanism was evident when viewed in frame to frame images. This mechanism was imperceptible at the usual visual observation. In the SPV, their cusps always opened simultaneously, even when viewed in frame to frame images. The PP and SPP had an ample circular orifice at their free margins. In the SPV the three cusps opened regularly without forming the kinks described for the stented porcine prostheses. The right coronary cusp may present a more limited excursion than the other two. Stentless prostheses had superior "in vitro" hydrodynamic performance than the stented ones, and have characteristics that may improve their long term durability.

## **1. INTRODUÇÃO**

## 1. INTRODUÇÃO

As primeiras próteses biológicas utilizadas para a substituição da valva aórtica foram homo ou heteroenxertos aórticos e próteses de fascia lata que eram implantadas em posição ortotópica de forma livre, sem qualquer suporte externo<sup>14,52,56,120,147</sup>.

Desde o início, observou-se que a correta orientação desses enxertos na raiz aórtica nem sempre era obtida, visto o alto índice de insuficiência aórtica pós-operatória descrito com o seu emprego<sup>9,146,156</sup>.

A utilização de anéis de suporte em próteses valvares cardíacas biológicas foi introduzida por IONESCU et al.<sup>91</sup> em 1968, visando, fundamentalmente, facilitar a técnica de implante. Acreditou-se, então, que além de evitar as eventuais distorções dos enxertos ocasionadas por imperfeições na técnica cirúrgica, os anéis de suporte propiciavam próteses mais resistentes, com comportamento hemodinâmico mais fisiológico, e com proteção mais adequada contra fenômenos imunológicos<sup>33,91</sup>.

Dois tipos de próteses biológicas passaram a ser freqüentemente utilizadas: as próteses porcinas e as de pericárdio bovino, ambas montadas em anel de suporte.

A experiência clínica subsequente, demonstrou que, apesar dos resultados funcionais serem de uma forma geral satisfatórios, essas próteses apresentavam algumas limitações, tanto do ponto de vista de desempenho hemodinâmico, como em relação a sua durabilidade a longo prazo<sup>17,64,69,93,101,154</sup>.

Do ponto de vista hemodinâmico, já é bem estabelecido que essas próteses são estenóticas, característica essa que é mais marcada nas próteses porcinas. Esse aspecto torna-se mais relevante em pacientes com "anel" aórtico pequeno, obrigando, muitas vezes, à realização de operações de ampliação da raiz aórtica, que possibilitem o implante de próteses de maior diâmetro<sup>101</sup>.

A durabilidade a longo prazo dessas biopróteses, por sua vez, está intimamente relacionada às tensões a que é submetido o tecido biológico durante o ciclo cardíaco <sup>64</sup>.

A fixação de enxertos aórticos em anéis de suporte leva a importantes alterações em sua fisiologia <sup>177</sup>. Já o pericárdio bovino, quando assim fixado, pode ficar sujeito a tensões muito elevadas, especialmente junto às comissuras <sup>181</sup>.

Estudos experimentais mais recentes <sup>170,178</sup> esclareceram melhor a fisiologia das valvas aórticas naturais. Enfatizaram, entre outros pontos, a importância de uma adequada elasticidade da raiz aórtica e da presença dos seios de Valsalva, como fundamentais para a perfeita abertura e fechamento das cúspides valvares, assim como na diminuição das tensões a que são submetidas.

A aplicação clínica desses conceitos levou SIEVERS et al. <sup>158</sup> e DAVID et al. <sup>44</sup> a reiniciarem o emprego de heteroenxertos aórticos sem anel de suporte como inicialmente descrito por BINET et al <sup>14</sup>, em 1965.

Baseados nos mesmos conceitos, YACOUB et al. <sup>200</sup> em 1978 e BATISTA et al <sup>11</sup> em 1983, reiniciaram o emprego de próteses de pericárdio bovino ou duramáter homóloga sem suporte para substituir a valva aórtica, como originalmente proposto por SENNING <sup>156</sup>.

Estudos "in vitro", em duplicadores de pulso, são atualmente, fundamentais para a avaliação e desenvolvimento de novos tipos de prótese <sup>100</sup>. Acreditando no conceito de que próteses aórticas sem suporte são mais fisiológicas e têm potencial de melhores resultados hemodinâmicos e de durabilidade, julgamos útil estudar o seu desempenho hidrodinâmico "in vitro", como forma de contribuir para o desenvolvimento de próteses com eventual aplicação clínica.

## 1.1 Objetivos

Pretendemos, através deste estudo, avaliar comparativamente, o desempenho hidrodinâmico "in vitro" de próteses aórticas porcinas e de



pericárdio bovino sem anel de suporte, assim como analisar visualmente o comportamento dinâmico de abertura e fechamento de suas cúspides.

Próteses de pericárdio bovino com suporte, por já terem sido extensamente estudadas, foram incluídas neste estudo como grupo controle, referencial, a partir do qual, os resultados obtidos, pudessem ser comparados com os de outros autores, de forma mais fundamentada.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

A literatura sobre próteses valvares cardíacas é muito vasta, não sendo nosso objetivo revê-la em sua totalidade. Ativemo-nos aos dados bibliográficos mais relevantes sobre próteses similares às aqui estudadas, e, quando apropriado, a outros tipos de próteses que contribuíram mais diretamente para seu desenvolvimento.

### 2.1 Próteses Porcinas

Em 1962, ROSS <sup>147</sup> realizou, com sucesso, o primeiro implante de um homoenxerto aórtico em posição subcoronariana, seguindo técnica experimental proposta por DURAN & GUNNING <sup>52</sup>. Nos anos subseqüentes, substancial experiência clínica com esse procedimento foi obtida por BARRAT-BOYES et al. <sup>9</sup> e ROSS <sup>146</sup>, que reportaram casuísticas com 175 e 190 casos operados respectivamente, em 1965 e 1966.

Face aos excelentes resultados iniciais, especialmente com relação ao baixo índice de complicações tromboembólicas, ocorreu um entusiasmo com a técnica, e, conseqüentemente, progressivo aumento de suas indicações. Já nesta época, porém, tornaram-se evidentes as dificuldades para obtenção e preservação de número suficiente de enxertos homólogos.

Na tentativa de solucionar este problema, BINET et al. <sup>14</sup> propuseram o uso de heteroenxertos aórticos, os quais poderiam ser obtidos de forma ilimitada em todos os diâmetros. Em 1965, esses autores relataram a experiência inicial de cinco casos, utilizando heteroenxertos aórticos porcinos e bovinos, esterilizados em solução mercurial e implantados em posição subcoronariana sem anel de suporte.

A mesma filosofia foi adotada por O'BRIEN & CLAREBROUGH <sup>120</sup>, que utilizaram essas mesmas próteses, conservadas em solução de formaldeído a 4%.

Em 1967, O'BRIEN et al. <sup>121</sup> demonstraram excelente evolução clínica em 23 pacientes assim tratados, e observados por 6 a 14 meses. Naquela ocasião, os autores estavam convencidos de ser o formaldeído um excelente agente fixador e que o tecido heterólogo seria gradativamente substituído e neoendotelizado por tecido do receptor.

Experiência similar foi obtida no Brasil por FELIPOZZI <sup>54</sup>, que empregou homoenxertos preservados em álcool e ZERBINI <sup>204</sup>, que reportou 50 casos operados com homoenxertos aórticos preservados em formaldeído nos anos de 1966 - 1967.

Em 1968, IONESCU et al. <sup>91</sup> propuseram a fixação dos heteroenxertos em anéis de suporte, acreditando que com isso as cúspides não seriam distorcidas e teriam funcionamento mais adequado e fisiológico. Entre outras vantagens da utilização dos anéis, estariam uma maior resistência dos tecidos às tensões, visto que as suturas eram reforçadas com Dacron, proteção do enxerto contra fenômenos imunológicos, além de maior facilidade técnica de implante.

No Brasil, BUFFOLO <sup>27</sup> iniciou o emprego de próteses aórticas homólogas preservadas em álcool e montadas em anel de suporte em 1969.

A observação dos pacientes por períodos mais longos, demonstrou que homo ou heteroenxertos aórticos, preservados em solução mercurial ou de formaldeído, apresentavam alto índice de disfunção, fundamentalmente por rotura dos folhetos na região comissural. Histologicamente havia reação inflamatória e imunológica, evidenciada pela invasão local de macrófagos, histiócitos e células plasmáticas, além de acentuada degeneração das fibras colágenas. Esse último achado foi atribuído à reversibilidade da curtição pelo formaldeído <sup>3,26,33,51</sup>.

Após extensa investigação experimental, CARPENTIER et al. <sup>33</sup> introduziram a prótese porcina conservada em solução de glutaraldeído e montada em anel de suporte. Demonstraram que as ligações proteicas conferidas pelo glutaraldeído eram bem mais estáveis que aquelas dadas pelo formaldeído,

evitando as reações inflamatórias e a degeneração das fibras colágenas. Referiram ainda que o tecido assim tratado, manteria propriedades físicas próximas às do tecido fresco.

Da mesma forma que Ionescu, CARPENTIER et al.<sup>33</sup> acreditavam que o anel de suporte conferia funcionamento mais fisiológico à prótese, além de protegê-la da invasão pelo tecido hospedeiro e da reação imunológica. A avaliação dos resultados clínicos com até um ano de evolução, mostrou ser esse método superior aos anteriormente empregados.

Nas duas décadas seguintes, as próteses porcinas passaram a ser fabricadas e comercializadas por importantes laboratórios norte-americanos e europeus, sendo seguramente o tipo de bioprótese mais utilizado mundialmente<sup>101,126,142</sup>.

Embora apresentassem diferenças de projeto entre si, em todas essas próteses, a fixação da raiz aórtica pela solução de glutaraldeído era realizada em regime de pressão fisiológica (80 - 100 mmHg), com a finalidade de manter sua configuração diastólica normal. Depois disso, as valvas eram adequadamente dissecadas e montadas em anel rígido de suporte.

A análise clínica da evolução tardia de pacientes com esse tipo de bioprótese aórtica mostrou bom resultado funcional e baixa incidência de complicações. Resultados com até cinco anos de evolução mostraram que a disfunção primária da prótese era extremamente incomum, conforme reportado por PELLETIER et al.<sup>126</sup>, RIVERA et al.<sup>142</sup>, ROSSITER et al.<sup>148</sup>, MAGILLIGAN et al.<sup>110</sup> e SCHOEN et al.<sup>152</sup>.

Entretanto, a partir do 8º - 10º ano de evolução, observou-se aumento exponencial nas disfunções primárias. MAGILLIGAN et al.<sup>110</sup> demonstraram que apenas 71% dos pacientes com prótese aórtica do tipo Hancock estavam livres dessa complicação aos 10 anos, enquanto JAMIENSON et al.<sup>98</sup> obtiveram índice de 70% aos 15 anos com a prótese de Carpentier-Edwards. Para BORTOLOTTI et al.<sup>17</sup>, este índice foi de apenas 38% aos 16 anos com a prótese de Hancock.

O estudo anatomo-patológico realizado por SCHOEN & LEVY <sup>154</sup>, de próteses explantadas por degeneração, demonstrou ser a calcificação distrófica, intrínseca, com ou sem rotura associada, a causa mais freqüente de disfunção tecidual primária. Em 1981, ISHIARA et al. <sup>93</sup> analisaram detalhadamente próteses porcinas disfuncionantes, propondo uma classificação, e demonstrando claramente que padrões anormais de tensões no tecido biológico estavam intimamente relacionados ao processo degenerativo. Achados similares foram descritos por FERRANS et al. <sup>55</sup> e VALENTE et al. <sup>185</sup>.

Essa primeira geração de próteses porcinas foi também amplamente investigada sob o ponto de vista de comportamento hemodinâmico. Resultados obtidos por diferentes autores <sup>101,126,134,142,148</sup> evidenciaram sua natureza obstrutiva, que eventualmente se tornava crítica nos diâmetros menores. Por terem encontrado gradientes de até 58 mmHg em repouso e de 81 mmHg em exercício, JONES et al. <sup>101</sup> contraindicaram formalmente a utilização de próteses porcinas com diâmetros 19 e 21 mm, em pacientes adultos.

Estudos hidrodinâmicos "in vitro", em duplicadores de pulso, confirmaram plenamente esses achados, além de evidenciar o padrão dinâmico anormal de abertura e fechamento das cúspides dessas biopróteses <sup>66,69,199,203</sup>. A observação dos resultados clínicos e experimentais demonstrou, claramente, haver necessidade de aperfeiçoamento dessas biopróteses e trouxe forte estímulo para se estudar e compreender mais profundamente o mecanismo de funcionamento das mesmas, assim como o das valvas aórticas naturais.

Acreditou-se, por muito tempo, ser a valva aórtica um mecanismo valvular relativamente simples, que respondia passivamente às variações do fluxo sanguíneo e diferenças de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta. Estudos mais recentes <sup>22,49,172,174,175</sup>, entretanto, demonstraram que essa função não é exercida somente pelas cúspides da valva, mas sim por um aparelho valvar aórtico, constituído pela raiz fibromuscular aórtica, cúspides, parede da aorta e seios de Valsalva. Cada um desses componentes apresenta funções e respostas

dinâmicas específicas durante o ciclo cardíaco, e que, interagindo entre si, constituem um mecanismo valvular bastante complexo, de alta eficiência, tanto do ponto de vista hemodinâmico como em relação às tensões a que fica sujeito.

Alguns parâmetros geométricos da anatomia do aparelho valvar aórtico parecem ser fundamentais para o seu ótimo funcionamento. Dentre os mais importantes estão o diâmetro da raiz aórtica, diâmetro da aorta ao nível da junção sinotubular, altura da valva, altura das comissuras, altura dos seios de Valsalva, comprimento da margem livre das cúspides, comprimento das cúspides no sentido radial, comprimento da inserção das cúspides, altura da zona de coaptação das cúspides, ângulo formado pela margem livre das cúspides com o plano que passa pelas comissuras e ângulo formado pela base das cúspides com o plano que passa pelas comissuras<sup>107,115,136,164,170,173,178</sup>. Conforme apontado por THUBRIKAR et al.<sup>170,178</sup>, é fundamental incorporar esses parâmetros ao projeto de aperfeiçoamento das biopróteses.

A análise histológica das cúspides da valva aórtica demonstrou que as mesmas são altamente diferenciadas para exercer sua função<sup>48,78</sup>. Uma de suas características fundamentais é a anisotropia, ou seja, apresenta módulos de elasticidade variáveis dentro de sua faixa de operação e que são diferentes para o sentido radial e circunferencial da cúspide, conforme demonstrado por THUBRIKAR et al.<sup>171,177,179</sup> e WRIGHT & NG<sup>198</sup>.

No sentido radial, predominam as influências das fibras de elastina, resultando em baixo módulo de elasticidade e, conseqüentemente, maior complacência às pressões sofridas pelas cúspides. Em decorrência, as cúspides se encurtam durante a sístole e se alongam na diástole, possibilitando maior superfície de coaptação, quando a valva se encontra fechada. A maior superfície de coaptação, por sua vez, minimiza as tensões sofridas pelas cúspides em seu sentido circunferencial<sup>171,177</sup>.

As maiores tensões sofridas pelas cúspides se fazem na direção circunferencial, sendo tanto de natureza compressiva como de tração. Durante a

sístole as tensões principais são compressivas, pela mudança de curvatura das cúspides, e nessa fase o módulo de elasticidade é apropriadamente baixo. Já em diástole, as principais tensões são basicamente de tração, e os consequentes alongamentos podem levar a fadiga. Nessa fase, o módulo de elasticidade é mais alto, tornando a cúspide mais rígida e portanto menos sujeita à fadiga <sup>171,177</sup>.

O método de fixação das valvas aórticas porcinas em solução de glutaraldeído sob pressão fisiológica, modifica significativamente essas características <sup>24,76,149,150,171</sup>. A posição neutra das cúspides, naturalmente plana em posição semi-aberta passa a ser curva em posição fechada. As fibras colágenas assim fixadas tornam-se retificadas, perdendo sua ondulação normal. Essas alterações modificam a curva do módulo de elasticidade, tanto em sentido radial, como circunferencial, tornando as cúspides mais rígidas e com geometria de repouso alterada. Como consequência, passam a ter comportamento dinâmico anormal, apresentando dobraduras importantes durante a sístole, com orifício irregular ao nível das margens livres e experimentando tensões compressivas anormalmente altas <sup>24,25,165,177,179</sup>.

BROOM <sup>24</sup> mostrou que enquanto as tensões de tração são eventualmente bem toleradas, tensões compressivas, mesmo que de menor magnitude, levam a importante fragmentação das fibras colágenas.

A constatação dessas importantes alterações induzidas pelo método de fixação sob pressão fisiológica, levou diversos autores a pesquisarem diferentes condições de fixação pelo glutaraldeído. Assim, IMAMURA et al. <sup>83,84,85</sup> realizaram estudos de valvas aórticas fixadas em posição semi-aberta em regimes de baixa pressão ou com pressão zero. Constataram que próteses assim fabricadas apresentavam abertura mais sincrônica das três cúspides, orifício mais circular, com diminuição acentuada das dobraduras das cúspides em posição aberta, e que o fechamento das mesmas era adequado.

BROOM & THOMSON <sup>25</sup> analisaram a histologia e o comportamento de abertura de próteses fixadas com baixa pressão e pressão zero, concluindo que



somente com pressão zero as fibras colágenas mantiveram sua ondulação natural e as cúspides abriam de forma circular, sem dobraduras. A fixação com pressão de 4 mmHg resultou em estruturas histológicas e comportamentos de abertura intermediários entre a fixação de alta pressão (100 mmHg) e pressão zero.

BUTTERFIELD et al. <sup>29</sup> avaliaram próteses disponíveis comercialmente, fixadas com alta, baixa e pressão zero, e compararam com próteses montadas a partir da valva aórtica natural, sem fixação pelo glutaraldeído. Concluíram que próteses com fixação sob alta pressão exibiam grandes dobraduras em posição aberta, as quais foram minimizadas nas próteses fixadas com pressão baixa ou nula. Nenhuma das próteses exibiu comportamento semelhante ao da prótese sem nenhuma fixação. Neste trabalho, os autores demonstraram, inequivocamente, que além das condições de fixação, as relações geométricas finais dos componentes da valva também exerceram importante influência no mecanismo de abertura e fechamento das próteses.

A alteração das relações geométricas em próteses fixadas com pressão zero, também foi demonstrada por BARRAT-BOYES & CHRISTIE <sup>6</sup>.

Uma vez melhor compreendidas as alterações físicas causadas pela fixação com o glutaraldeído, assim como as relações geométricas dos componentes da valva aórtica natural, surgiu uma segunda geração de biopróteses porcinas que incorporaram diversas modificações em seu projeto original <sup>28,32,46,97</sup>.

A avaliação hemodinâmica "in vivo" e "in vitro" dessa nova geração de biopróteses, mostrou desempenho hidrodinâmico discretamente superior às primeiras <sup>32,39,46,99</sup>. Uma dessas próteses (Intact-Medtronic), sendo fixada com pressão zero, apresentou as melhores características, quanto ao sincronismo de abertura e ausência de dobraduras nas cúspides em posição aberta. Entretanto, pelas características do anel de suporte em que é montada e pelas alterações de geometria decorrentes do processo de fixação, ela ainda apresenta natureza bastante estenótica <sup>28</sup>.

Os resultados clínicos a longo prazo mostraram uma tendência mais favorável com a utilização de próteses fixadas em regime de baixa pressão <sup>38,97</sup>. Já, para as próteses fixadas com pressão zero, a incidência de disfunção primária com até 8 anos de evolução foi inequivocamente menor, conforme referido por BARRAT-BOYES et al. <sup>7,8</sup>.

O perfeito funcionamento do mecanismo valvular aórtico supõe uma estrutura dinâmica durante o ciclo cardíaco. THUBRIKAR et al. <sup>172,174,176</sup> e BREWER et. al. <sup>22,23</sup> demonstraram que o "anel" aórtico se dilata na fase inicial da sístole antes do início da ejeção ventricular, mas, durante todo o restante da sístole, diminui progressivamente em diâmetro, em função da contração da musculatura septal do ventrículo esquerdo. A aorta, ao nível da junção sinotubular, se dilata durante a sístole pelo aumento de pressão aórtica, voltando ao seu diâmetro inicial durante a diástole.

Essa elasticidade da raiz aórtica, por sua vez, exerce marcada influência no comportamento das cúspides, otimizando sua abertura e fechamento <sup>170,177</sup>.

A utilização de anéis flexíveis como forma de diminuir as tensões sofridas pelas cúspides de diferentes biopróteses foi descrita em 1971, por REIS et al. <sup>137</sup>.

Embora esses autores tivessem previsto diminuições de até 90% nas tensões sofridas, THOMSON et al. <sup>169</sup> e CHRISTIE & BARRAT-BOYES <sup>37</sup> demonstraram que para o caso específico das próteses porcinas, as tensões principais durante a diástole se fazem no corpo da cúspide, não podendo, portanto, serem muito aliviados pela flexibilidade dos anéis. Ela teria efeito mais marcado em próteses que tivessem tensões diastólicas concentradas na região comissural, como é o caso das próteses de pericárdio bovino.

Além do mais, a flexibilidade dos anéis é limitada pelas características plásticas do material utilizado, uma vez que anéis muito flexíveis estão associados a deformação permanente uma vez implantados no coração <sup>16,132</sup>.

Os efeitos deletérios da montagem de homoenxertos em anéis de suporte, foram bem demonstrados por ANGELL et al. <sup>4</sup>.

A importância dos seios de Valsalva para o adequado funcionamento das cúspides valvares aórticas está bem documentada <sup>136,175</sup>. Durante a ejeção ventricular ocorre a formação de vórtices no interior dos seios de Valsalva, os quais iniciam o fechamento das cúspides ainda durante a sístole <sup>130,175</sup>. Assim, por ocasião do início da diástole, as cúspides já se encontram praticamente fechadas, e o refluxo de fechamento da valva é praticamente nulo.

DAVID (comunicação pessoal) demonstrou através de modelo computacional, que, em pacientes submetidos a operações de substituição da aorta ascendente com preservação de valva aórtica natural, o refluxo de fechamento aumentou de 1% para 6%, como consequência da inexistência dos seios de Valsalva.

THUBRIKAR et al. <sup>175</sup> demonstraram que, durante a diástole, as tensões que ocorrem sobre as cúspides são transferidas em grande parte para os seios de Valsalva.

Assim, torna-se evidente que o anel de suporte ideal para próteses porcinas é a própria raiz aórtica do paciente. Com isso, ressurgiu o interesse pela técnica de implante de heteroenxertos sem anel de suporte, de forma similar aos homoenxertos.

Em 1985, SIEVERS et al. <sup>160</sup> relataram sua experiência inicial com essa técnica.

Em 1988, DAVID et al. <sup>44</sup> relataram estudo experimental em carneiros, utilizando próteses aórticas porcinas sem suporte. Após 6 meses de evolução, verificou-se a perfeita cicatrização dos enxertos na parede aórtica dos hospedeiros e não foram encontrados sinais de calcificação. Os animais, antes do sacrifício, foram estudados através de ecocardiografia com Doppler e cateterismo cardíaco, os quais mostraram resultados hemodinâmicos muito satisfatórios. Neste mesmo trabalho, os autores reportaram sua experiência clínica inicial com cinco pacientes, demonstrando gradientes sistólicos de pico sempre inferiores a 10 mmHg.

Em 1990, DAVID et al.<sup>45</sup> compararam, por ecocardiografia com Doppler, os resultados obtidos em 29 pacientes com prótese aórtica porcina sem suporte aos de pacientes com características clínicas similares com prótese aórtica Hancock II. Os gradientes transprotéticos foram significativamente menores, e as áreas valvares calculadas superiores, para o grupo com prótese sem suporte. Os autores, entretanto, demonstraram que a utilização dessas próteses pode estar associada a pequenos graus de insuficiência aórtica, causada por problema técnico de distorção do enxerto por ocasião do implante. Naquela casuística, ocorreram cinco casos de insuficiência, as quais foram julgadas como trivial ou leve.

Em 1992, DAVID et al.<sup>43</sup> relataram a evolução pós-operatória de 53 pacientes com até cinco anos de evolução. A incidência de complicações relacionadas à prótese foi muito baixa, inferior àquelas observadas com as próteses com suporte. Nesse período, não houve nenhum caso de disfunção primária. Os resultados ecocardiográficos demonstrados pelos autores, indicaram que, em muitos casos, as áreas valvares aumentaram na evolução tardia. Tais achados foram confirmados por RIZZO et al.<sup>143</sup> que atribuíram as quedas adicionais de gradientes ao remodelamento do ventrículo esquerdo, por regressão da hipertrofia.

PILLAI et al.<sup>131</sup> e HÖFIG et al.<sup>81</sup> relataram suas experiências com próteses porcinas sem suporte, confirmando os achados clínicos reportados por David.

O emprego de próteses aórticas porcinas sem suporte, no Brasil, foi inicialmente descrito por GONTIJO FILHO et al.<sup>74</sup> em 1992, mostrando ótimos resultados em 81 pacientes operados.

BERNHARD et al.<sup>13</sup> e SIEVERS et al.<sup>159</sup> descreveram próteses porcinas com suporte parcial, a fim de facilitar a implantação. Entretanto, essas próteses tiveram desempenho hidrodinâmico inferior àquelas sem suporte.

KONERTZ et al.<sup>105,106</sup> descreveram a utilização de próteses porcinas sem suporte, mas implantadas como "mini-raiz", evitando-se assim, eventuais

distorções anatômicas durante o implante. Os resultados hemodinâmicos obtidos foram excelentes, assim como a evolução clínica com até 14 meses de seguimento.

A anatomia da raiz aórtica, em pacientes com lesões valvares, pode estar alterada, conforme estudo realizado por REUL et al.<sup>140</sup>. Segundo VESELY et al.<sup>187</sup>, é fundamental compreender as relações geométricas da raiz aórtica para a adequada seleção da prótese porcina sem suporte a ser empregada.

BARRAT-BOYES & CHRISTIE<sup>6</sup> enfatizaram a importância de não distorcer o enxerto durante o implante. Demonstraram que a desproporção entre o diâmetro sinotubular do enxerto em relação ao mesmo diâmetro na aorta do paciente pode provocar alterações geométricas importantes nas cúspides com aumento acentuado das tensões sobre as mesmas.

PARKER et al.<sup>124</sup> referiram que próteses porcinas fixadas em glutaraldeído e implantadas sem suporte diferem significativamente dos homoenxertos criopreservados, e que somente os resultados a longo prazo poderão fornecer conclusões definitivas.

## 2.2 Próteses de pericárdio bovino

A tentativa de se substituir parcial ou totalmente a valva aórtica natural através do implante de cúspides de material sintético, flexíveis e com geometria semelhante as primeiras, foi realizada por alguns autores no final da década de 50 e início dos anos 60, conforme referido na revisão feita por ROE<sup>144</sup>.

Assim, BAHNSON, KAY, MULLER, HUFNAGEL e Mc GOON, citados por ROE<sup>144</sup> obtiveram índices variáveis de sucesso clínico, com implante de cúspides de Teflon, Dacron ou Ivalon em posição subcoronariana.

MOORE & ROE<sup>144</sup> construíram próteses aórticas tricúspides a partir de elastômeros GE, as quais eram devidamente moldadas em réplicas de valvas aórticas naturais. Após extensa pesquisa em duplicadores de pulso, essas próteses foram implantadas clinicamente em oito casos. Relataram sobrevida de até 13

anos. A prótese de um paciente que foi examinada anatomo-patologicamente após seis anos e dez meses, demonstrou cúspides basicamente normais.

É interessante observar que, em todas as experiências acima, a incidência de fenômenos tromboembólicos foi muito baixa, em franco contraste com a experiência clínica das próteses mecânicas, que se desenvolvia paralelamente.

Em 1967, SENNING <sup>156</sup> relatou sua experiência com 90 casos, onde utilizou próteses de fâscia lata autóloga sem suporte em substituição parcial ou total da valva aórtica natural, e cujos resultados iniciais eram bastante encorajadores.

Pelas eventuais dificuldades técnicas em se conseguir uma prótese absolutamente competente quando implantada sem suporte na raiz aórtica do paciente, IONESCU & ROSS <sup>86</sup> e EDWARDS et al. <sup>53</sup> propuseram a construção dessas próteses em anéis de suporte. A maior facilidade de implante e os bons resultados clínicos e hemodinâmicos assim obtidos levaram os autores, naquela época, a concluir que esse novo método era superior.

No Brasil, a utilização de próteses de fâscia lata montadas em suporte foi introduzida por MORAES et al. <sup>116</sup>.

A expectativa de que a fâscia lata autóloga se mantivesse viável, e, portanto, com capacidade regenerativa, não se confirmou, e os resultados a longo prazo obtidos por SENNING <sup>157</sup> demonstraram a ocorrência de fibrose e retração tecidual, ocasionalmente com formação de aneurismas, sendo o índice de disfunção tardia muito elevado.

Assim, evolutivamente, IONESCU et al. <sup>88</sup> passaram da fâscia lata autóloga para a homóloga e, subseqüentemente, pericárdio bovino tratado com solução de glutaraldeído de acordo com metodologia proposta por CARPENTIER et al. <sup>33</sup>. Segundo os autores, o emprego do pericárdio bovino eliminou a ocorrência de sopros regurgitantes, ocasionalmente observados com as próteses de fâscia lata.

A técnica de construção dessas próteses, assim como observações detalhadas do seu mecanismo dinâmico de funcionamento, foram descritas por BARTEK et al. <sup>10</sup> e SWALES et al. <sup>162</sup>.

Em comunicações subseqüentes, IONESCU et al.<sup>89,90</sup> demonstraram excelentes resultados clínicos tardios com a prótese de pericárdio bovino com períodos de até 10 anos de evolução. Os autores reportaram baixos índices de disfunção primária, enfatizando a importância de rigoroso controle de qualidade industrial de fabricação, como requisito fundamental para obtenção de próteses duráveis. A incidência de fenômenos tromboembólicos também foi extremamente baixa, o que foi atribuído às melhores características hidrodinâmicas das próteses de pericárdio, em relação às próteses porcinas.

Os excelentes resultados clínicos obtidos com a prótese de Ionescu-Shiley<sup>90</sup> fizeram com que outros laboratórios viessem a produzir próteses de pericárdio bovino, as quais, apesar de serem visualmente bastante similares, apresentavam diferenças fundamentais de projeto<sup>109,127,188</sup>.

No Brasil, as próteses biológicas mais utilizadas nesse período, eram construídas a partir de dura-máter homóloga conservadas em solução de glicerol, conforme preconizado por PUIG et al.<sup>133</sup>.

Em 1977, BRAILE et al.<sup>20</sup> desenvolveram e iniciaram a aplicação clínica de próteses de pericárdio bovino conservadas em glutaraldeído. De início, as próteses foram construídas de forma artesanal, mas, rapidamente tornou-se um processo industrial visando rígidos controles de qualidade e seu aperfeiçoamento<sup>18,21</sup>.

Seguindo a liderança de Braille, outros serviços de cirurgia cardíaca e, posteriormente, laboratórios especializados também passaram a fabricar esse tipo de prótese no Brasil<sup>41,128</sup>.

Diversos estudos hemodinâmicos "in vivo" e "in vitro" demonstraram inequivocamente, que o desempenho das próteses de pericárdio bovino é superior ao das próteses porcinas<sup>12,39,57,58,63,65,68,69,70,72,75,102,145,189,190,191,199,203</sup>. Por serem construídas com três cúspides de características físicas bastante semelhantes entre si, essas próteses apresentam ampla abertura, resultando em orifício circular, sem áreas de estagnação e com baixa resistência ao fluxo sanguíneo. Essas

características, fazem desse tipo de prótese uma excelente opção em pacientes com raiz aórtica pequena, conforme apontado por REVUELTA et al.<sup>141</sup>.

Estudos hemodinâmicos seqüenciais, realizados com a prótese de Ionescu-Shiley, demonstraram que os excelentes resultados iniciais se mantiveram estáveis no seguimento a longo prazo<sup>166,167</sup>.

Em 1984, GABBAY et al.<sup>64</sup> foram os primeiros a referirem que as próteses de Ionescu-Shiley poderiam estar associadas a um alto nível de disfunção tecidual primária por rotura das cúspides. A análise macroscópica de quatro próteses explantadas por esse tipo de disfunção mostrou que as cúspides tinham aspecto praticamente normal, e a histologia acusava somente leve a moderada fragmentação das fibras colágenas, sugerindo uma causa mecânica como a principal responsável.

Assim, esses autores submeteram próteses de Ionescu-Shiley a testes de fadiga acelerada, obtendo padrões de rotura "in vitro" bastante semelhante aos encontrados "in vivo", e propuseram uma classificação baseados em suas observações.

Tais achados foram plenamente confirmados por outros autores<sup>67,109,117,118,138,153,168,182,186,188,192,193</sup> para as próteses de Ionescu-Shiley, Hancock e Mitral Medical.

O pericárdio bovino tem estrutura histológica muito diferente das cúspides de valvas aórticas naturais<sup>2,92</sup> e, conseqüentemente, quando utilizado como substituto valvar, deve apresentar comportamento dinâmico e resistência a fadiga também desigual.

No projeto de construção de próteses de pericárdio bovino, diversos parâmetros podem apresentar marcada influência em sua durabilidade<sup>181</sup>.

Assim, BRAILE<sup>18</sup> enfatizou a importância da idade dos animais doadores assim como o tempo decorrido entre o abate e o início da preservação em glutaraldeído, como fatores muito importantes para se obter tecidos com características físicas apropriadas.



Da mesma forma, a espessura, posição do segmento pericárdico escolhido assim como as condições com que o pericárdio é fixado em solução de glutaraldeído, exercem importantes influências em suas características físicas e conseqüentemente, em sua resistência à fadiga <sup>119,135,180,183</sup>.

Relações geométricas, como por exemplo, a altura das cúspides em relação ao diâmetro da prótese, altura da zona de coaptação das cúspides e formato geométrico da cúspide seguramente influenciam o comportamento dinâmico da prótese e conseqüentemente as tensões a que o tecido fica submetido <sup>61,62,73,87,181</sup>.

Finalmente, detalhes como flexibilidade do anel, material utilizado para revestir o anel, e presença ou não do ponto de sutura na comissura para alinhamento das cúspides também contribuem, decisivamente, na sua durabilidade a longo prazo <sup>61,87,181</sup>.

GABBAY et al. <sup>62</sup> realizando testes de fadiga em quatro tipos diferentes de próteses de pericárdio bovino encontraram resultados bem distintos entre elas. A prótese de Hancock por ter perfil muito baixo, pericárdio muito fino e abertura muito ampla de suas cúspides foi a prótese com menor resistência "in vitro", o que se confirmou por resultados clínicos tardios <sup>188,193</sup>.

Estudos experimentais "in vitro" e "in vivo" sugerem melhor durabilidade de próteses com projeto adequado, como por exemplo a prótese Edwards Pericardial <sup>62</sup> e Sorin Biomédica <sup>186</sup>. Os resultados a longo prazo reportados por PERIER et al. <sup>127</sup> para a prótese Carpentier-Edwards Pericardial, e por BRAILE et al. <sup>19</sup>, para a prótese Braile Biomédica, são bastante animadores.

A utilização de próteses de pericárdio bovino sem anel de suporte é bastante atrativa, pois do ponto de vista teórico apresentará melhores características hidrodinâmicas e potencial de durabilidade maior a longo prazo. Curiosamente a literatura sobre próteses de pericárdio bovino sem anel de suporte é quase inexistente.

YACoub et al. <sup>200</sup> relataram sobre o uso de próteses de pericárdio bovino e dura-máter homóloga sem suporte em 125 pacientes, e seguidos clinicamente por

até cinco anos. A análise de seus resultados sugere problemas técnicos de implantação pois 23 pacientes apresentavam sopro diastólico audível, dos quais 8 foram considerados significativos. Oito pacientes apresentaram disfunção precoce, necessitando de reoperações entre o segundo dia e sétimo mês de pós-operatório.

BATISTA et al. <sup>11</sup> reportaram o emprego de próteses de pericárdio bovino sem suporte com excelentes resultados iniciais. Apesar de não possuir seguimento clínico completo, esse autor (comunicação pessoal) refere resultados tardios bastante satisfatórios.

CASABONA et al. <sup>34</sup> também reportaram o emprego de próteses de pericárdio sem suporte, mostrando por avaliação ecocardiográfica um ótimo resultado funcional, apesar de também referirem insuficiência aórtica discreta em alguns pacientes.

### **3. MATERIAL E MÉTODO**

### **3. MATERIAL E MÉTODO**

#### **3.1. DESCRIÇÃO DAS BIOPRÓTESES**

##### **3.1.1. Prótese de Pericárdio Bovino com Suporte (PBCS)**

Para a confecção das biopróteses, adotaram-se muitos dos critérios de controle de qualidade que se empregam na industrialização de próteses para uso clínico.

Os pericárdios foram coletados em frigorífico, imediatamente após o abate de bovinos com idade entre 30 - 60 meses, todos inspecionados pelo Serviço de Inspeção Federal (SIF).

No momento da coleta, a área do pericárdio correspondente à face anterior da aorta foi marcada com um fio de sutura, que serviu como referência anatômica para a escolha do segmento mais adequado para a confecção da bioprótese.

Ainda no frigorífico, os pericárdios foram submetidos a limpeza inicial da gordura de sua face epipericárdica e imediatamente colocados em recipientes plásticos contendo solução gelada (4°C) de Ringer lactato tamponada a um pH 7,4 com tampão fosfato, sendo, então, encaminhados ao laboratório de montagem.

No laboratório, os pericárdios foram submetidos a dois banhos de duas horas cada um, com novas soluções tamponadas de Ringer lactato gelado (4°C). Nesta fase, foi realizada meticulosa limpeza mecânica de toda gordura restante, obtendo-se tecidos adequados.

Retângulos de pericárdio bovino contendo as porções correspondentes às paredes anteriores dos ventrículos esquerdo e direito, foram submersos (de forma livre, sem qualquer espécie de tensão) em solução de glutaraldeído (GDA) 0,2 % tamponada a um pH 7,4 com tampão fosfato por 45 - 60 minutos. Após esse período de fixação, foram realizadas inspeções visuais macroscópicas, análise por

transiluminação e medida de espessura com micrômetro Mitutoyo, a fim de selecionar os segmentos mais adequados.

As PBCS foram então construídas a partir de retângulos de pericárdio com dimensões pré-determinadas, os quais foram devidamente fixados no anel de suporte. A adequada moldagem do pericárdio foi obtida com o auxílio de um molde colocado internamente no orifício do anel de suporte, que conferiu o formato geométrico final das cúspides. As próteses foram fixadas em GDA 0,2 % por 48 horas em temperatura ambiente e depois em GDA 0,5 % por mais 7 dias, e, finalmente, em solução de formaldeído (FA) 4% tamponado com tampão fosfato pH = 5,6 por tempo indeterminado. Exemplo de uma PBCS encontra-se na Figura 1.

As PBCS tiveram um segmento de pericárdio anexo submetido a teste de temperatura de encolhimento, como controle de boa fixação do tecido pelo GDA. Foram, entretanto, omitidos os testes histológicos e bacteriológicos normalmente realizados em próteses de uso clínico.

Os anéis de suporte são flexíveis, de baixo perfil, construídos a partir de injeção de Delrin (Du Pont), revestidos com tecido tipo duplo veludo de Dacron USCI N 1642 (Du Pont), fabricado pela Braile Biomédica.

As soluções de GDA e FA empregadas neste estudo foram obtidas comercialmente em forma de solução aquosa a 25 % do laboratório Merck, sendo purificadas, diluídas e tamponadas no laboratório de acordo com técnicas bem padronizadas <sup>196</sup>.

### **3.1.2. Prótese de Pericárdio Bovino sem Suporte (PBSS)**

Para a confecção dessas biopróteses, a metodologia de obtenção, limpeza, seleção e fixação dos pericárdios foi igual à descrita para as PBCS.

A



B

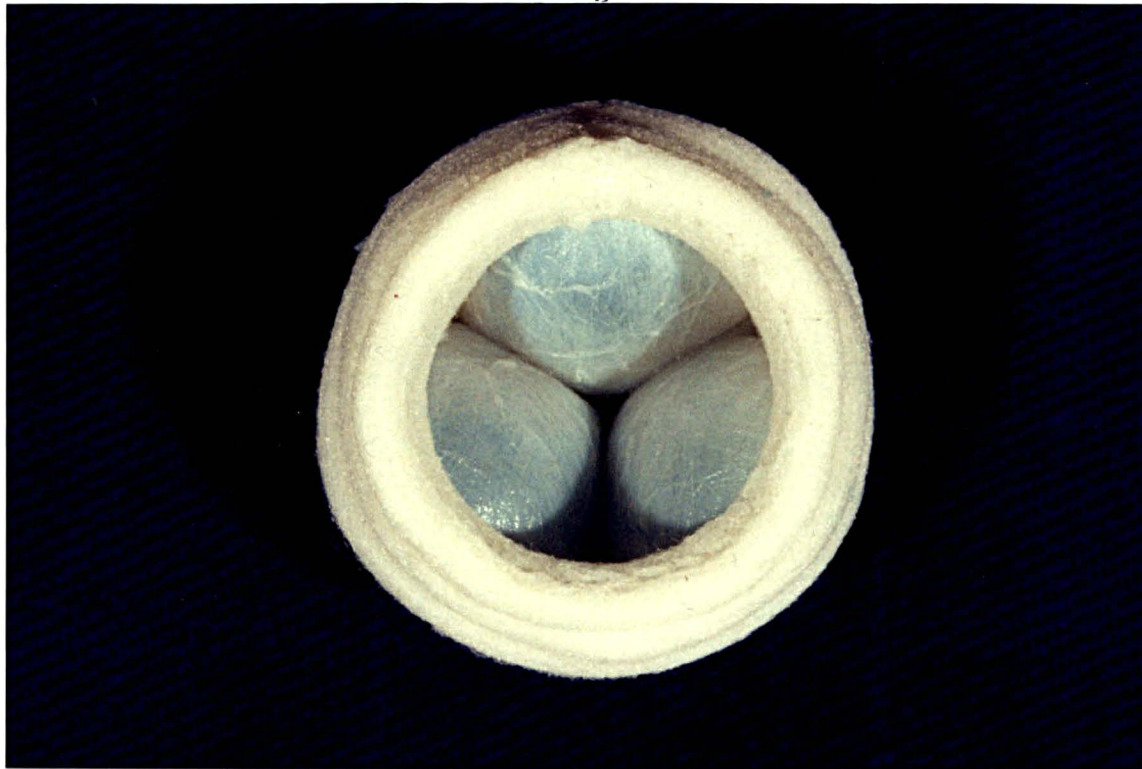


Figura 1. Prótese de pericárdio bovino com suporte (PBCS)

a) Vista da sua face aórtica

b) Vista da sua face ventricular

A técnica de moldagem dessas biopróteses foi semelhante as das PBCS, tendo como diferença fundamental a não utilização do anel de suporte. Exemplo de uma PBSS encontra-se ilustrado na Figura 2.

### 3.1.3. Prótese Porcina Sem Suporte (PSS)

A obtenção de corações porcinos foi feita em frigorífico, imediatamente após o abate dos animais, suínos com idade entre 100 - 180 dias, todos inspecionados pelo Serviço de Inspeção Federal (SIF).

Ainda no frigorífico, foram realizadas as disseções iniciais, obtendo-se peças anatômicas constituídas pela via de saída do ventrículo esquerdo, raiz e valva aórtica e porção proximal da aorta ascendente. As peças foram colocadas em recipientes plásticos contendo solução gelada (4°C) de Ringer lactato tamponada a um pH 7,4 com tampão fosfato, e encaminhadas ao laboratório de montagem.

No laboratório, as peças foram submetidas a dois banhos adicionais de duas horas cada um, com novas soluções geladas de Ringer lactato tamponado. Durante essa fase, procedeu-se disseção mais minuciosa da musculatura da via de saída do ventrículo esquerdo, dissecou-se a camada adventícia da aorta, identificaram-se e ligaram-se as duas coronárias.

A seguir, as peças foram fixadas, com a valva em posição fechada e em regime de baixa pressão (2 - 4 mmHg) em solução de GDA 0,2 % tamponada com tampão fosfato pH = 7,4 por um período de 12 - 24 hs.

As peças assim fixadas, foram mantidas sem qualquer tipo de pressão em solução GDA 0,2 % por mais de 48 hs e, em seguida, em solução tamponada de GDA 0,5 % por mais 7 dias. Passaram então, para nova solução de GDA 0,5 %, por tempo indeterminado.

Com tratamento químico completo, as peças foram cuidadosamente submetidas a disseção final, deixando-se apenas uma delicada camada muscular sob a cúspide coronariana direita, diminuindo um pouco a espessura da parede da aorta e seccionando-se a aorta ascendente 0,5 - 1,0 cm acima da junção sinotubular.



A



B



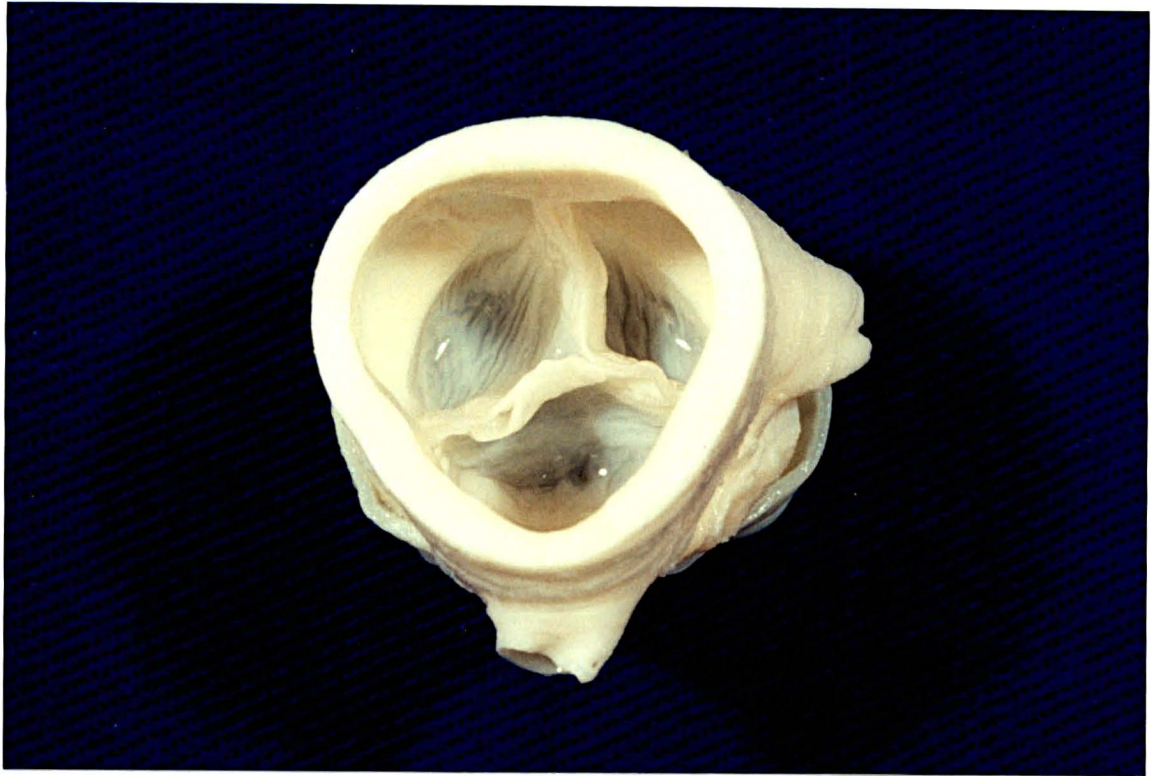
Figura 2. Prótese de pericárdio bovino sem suporte (PBSS)

a) Vista da sua face aórtica

b) Vista da sua face ventricular



A



B

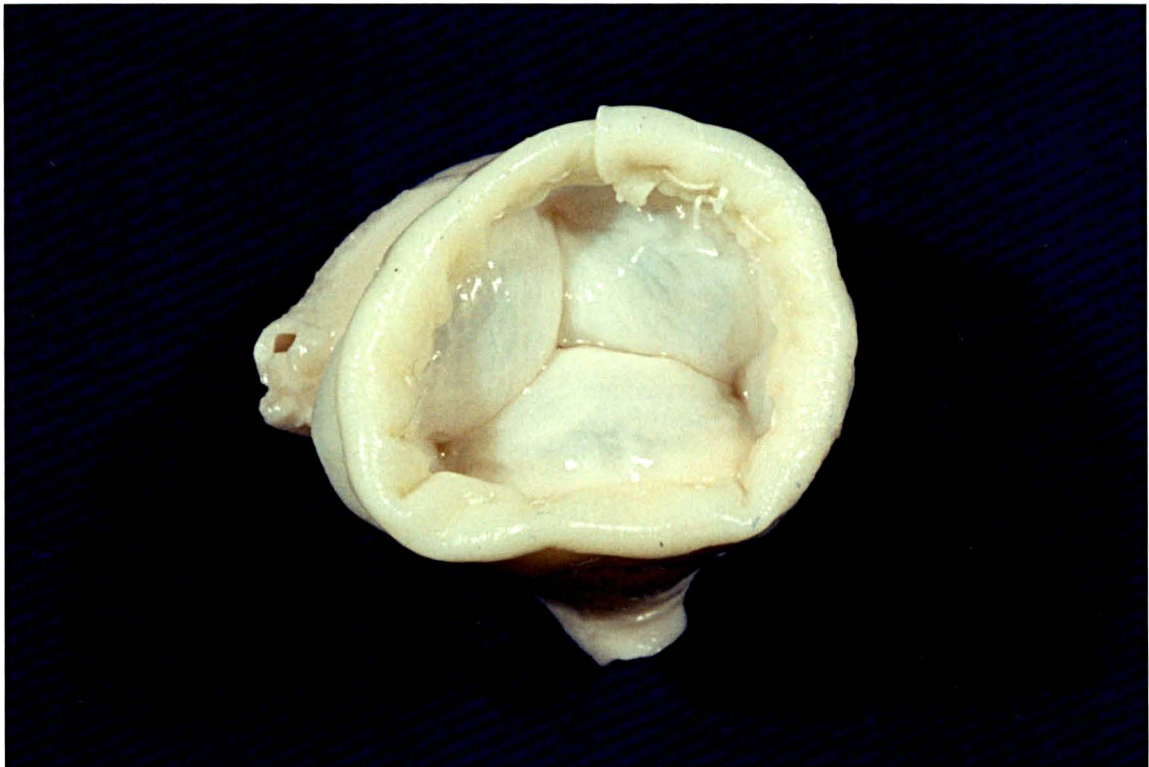


Figura 3. Prótese porcina sem suporte (PSS)

a) Vista da sua face aórtica

b) Vista da sua face ventricular

Nesta fase, foi realizada a seleção das próteses, aceitando-se somente aquelas que apresentassem cúspides bem moldadas, competência valvar perfeita e camada muscular pouco pronunciada sob a cúspide coronária direita.

Nas próteses aceitas, foi realizado revestimento de sua porção proximal, com pericárdio bovino. Exemplo de prótese pronta encontra-se na Figura 3.

### 3.2. DESCRIÇÃO DO DUPLICADOR DE PULSO

O duplicador de pulso foi desenvolvido no Laboratório de Máquinas Térmicas do Departamento de Engenharia Mecânica do Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná<sup>22</sup>, e está representado na Figura 4.

O reservatório atrial é constituído por um cilindro de acrílico, sendo sua pressão regulável e determinada pela altura da coluna líquida em seu interior. Conecta-se com a cavidade ventricular por uma tubulação onde está fixada uma prótese mitral.

A cavidade ventricular é formada por um conjunto de tubos e conexões de cloreto de polivinila (PVC), nos quais estão estrategicamente colocadas janelas de acrílico, que tornam visíveis as próteses mitral e aórtica, sistema de complacência ventricular e conexão com o sistema gerador de fluxo.

A aorta e circulação periférica consistem de um conjunto de tubos de PVC aos quais foram acrescentados janela de acrílico para inspeção da prótese aórtica, resistências periféricas reguláveis (tubos capilares de um oxigenador de membrana Terumo-Capiox e registros de estrangulamento) e sistema paralelo de complacência pneumática ("Windkessel"). Dessa forma é possível adequado ajuste da pós-carga ventricular.

No duplicador de pulso, o local de fixação da prótese aórtica foi modificado pela interrupção de 6 cm entre a câmara ventricular e a aorta. Assim, é possível interpor-se, no sistema, preparados da "via de saída do ventrículo, raiz aórtica e

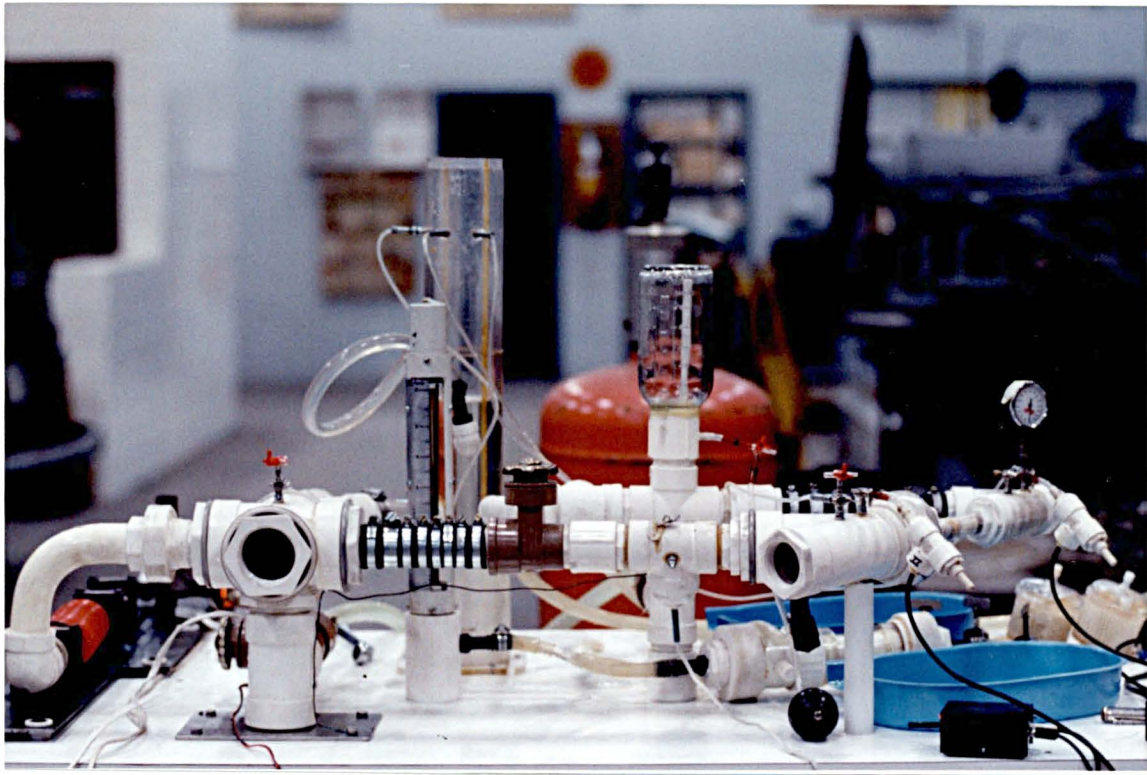


Figura 4. Duplicador de Pulso utilizado no presente estudo

porção proximal da aorta" para o estudo de próteses aórticas biológicas sem suporte, conforme ilustrado na Figura 5.

A geração de fluxo pulsátil é obtida por um conjunto de deslocamento positivo volumétrico (tubo sanfonado) conectado à câmara ventricular. O tubo é movido por um sistema de potência, composto de um motor elétrico universal, que aciona um redutor de velocidade. No eixo de saída do redutor existe um excêntrico regulável (que permite a variação do volume de ejeção ventricular), acoplado ao tubo sanfonado por meio de uma biela e haste. A velocidade do motor (frequência), bem como a relação sístole / diástole, são reguladas eletronicamente.

A 10 cm proximal e distalmente à prótese aórtica, encontram-se os pontos de tomada de medida de pressão, nos quais estão acoplados transdutores de pressão, cujos sinais são levados a um osciloscópio Tektronix 5103 N.

A medição do fluxo através da prótese aórtica é realizada por um sensor magneto-hidrodinâmico (MHD) Statham, localizado a 25 cm proximalmente à prótese e ligado a um amplificador Statham SP 2201, cujos sinais também são dirigidos ao osciloscópio Tektronix.

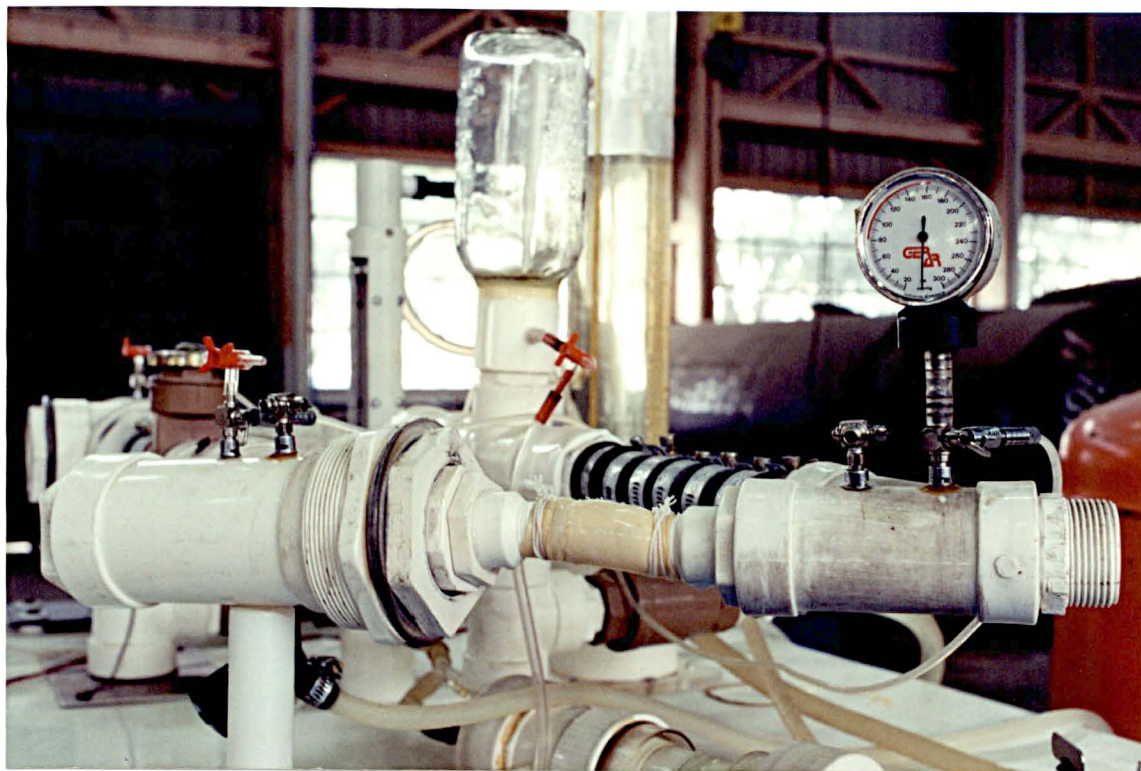
### **3.3. AFERIÇÃO DO EQUIPAMENTO DE MEDIÇÃO**

As medições das pressões ventricular e aórtica foram realizadas com dois transdutores de pressão Motorola MPX 50 D com as mesmas especificações técnicas.

Um desses transdutores, foi aferido em sua faixa operacional, de forma estática, comparando-se as medidas obtidas em coluna de mercúrio de um esfigmo-manômetro Tycos com os sinais elétricos gerados pelo transdutor e indicados na tela do osciloscópio (Anexo 1). Dessa forma, pode-se determinar o fator de conversão para futura leitura no osciloscópio, que foi de 6,65 mmHg/mV.



A



B

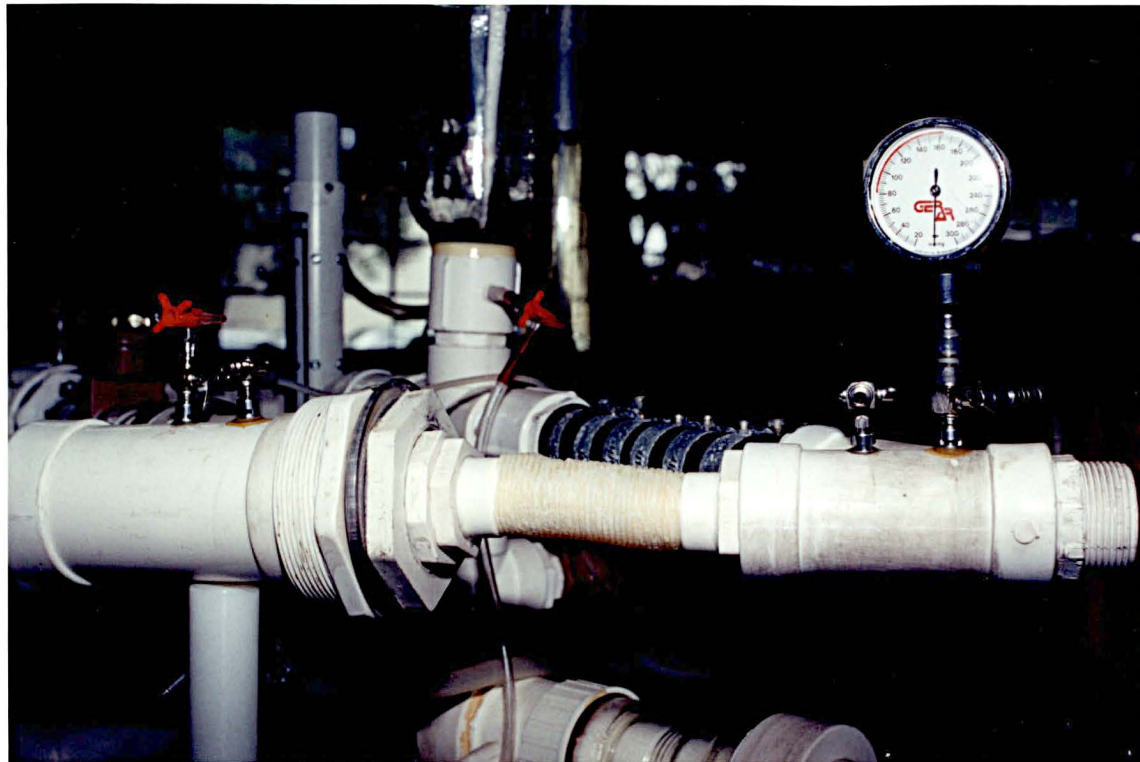


Figura 5. Preparado de via de saída do ventrículo, raiz aórtica e porção proximal da aorta interposto no duplicador de pulso.

- a) Tubo liso de pericárdio bovino contendo uma PBCS em seu interior
- b) Revestimento secundário com tubo corrugado de pericárdio bovino

O segundo transdutor foi regulado diretamente no osciloscópio, fazendo com que suas leituras fossem idênticas às obtidas com o primeiro transdutor.

A aferição do sensor MHD foi feita com base na leitura dos diversos sinais elétricos gerados pelo sensor, quando submetido a diferentes fluxos contínuos de solução de água deionizada contendo 0,9% de nitrito de sódio (Anexo 1). O fator de conversão assim determinado foi de 4842 (ml/min)/V.

### **3.4. REGULAGEM DAS ESCALAS DE MEDIÇÃO DO OSCILOSCÓPIO**

A tela do osciloscópio Tektronix apresenta 10 divisões de 12,7 mm no eixo horizontal e oito divisões de 12,7 mm no eixo vertical.

O feixe de elétrons do osciloscópio produz quatro canais simultâneos, por sua própria construção.

Durante a realização dos ensaios, foram utilizados três canais, cuja regulagem foi: 0,2 s/ div na escala horizontal para os três canais, 5 mV/div na escala vertical dos canais de pressão ventricular e aórtica e 5 V / div na escala vertical do canal de fluxo aórtico.

Pela definição dessas escalas e com conhecimento dos fatores de conversão, foi possível determinar as pressões, fluxos, e tempos correspondentes, baseados nas divisões dos eixos de x e y.

### **3.5. CONDIÇÕES GERAIS DOS ENSAIOS**

O fluido utilizado foi água deionizada, contendo 0,9% de nitrito de sódio, à temperatura ambiente.

Na posição mitral do simulador, foi utilizada uma prótese mecânica do tipo Omniscience com diâmetro nominal 29 mm.

A pressão atrial foi mantida constante em 15 mmHg. Da mesma forma, o ajuste da resistência e complacência periféricas também foram constantes em todos os ensaios.

A elasticidade da raiz aórtica foi simulada, fazendo-se a fixação das próteses dentro de tubos lisos de pericárdio bovino conservado em solução de glutaraldeído 0,5% com diâmetros internos iguais aos diâmetros nominais das próteses. Após a fixação desses conjuntos no simulador, os mesmos foram revestidos com tubos corrugados de pericárdio bovino conservados em glutaraldeído (Braile Biomédica) com diâmetros internos 15-20% superiores aos diâmetros nominais das próteses. Assim, os conjuntos contendo próteses de diâmetros nominais 19, 21 e 23 mm foram revestidos com tubos corrugados 23, 25 e 27 mm respectivamente. Procurou-se, dessa forma, simular a expansão elástica normalmente encontrada na situação "in vivo".

### 3.6. ENSAIOS REALIZADOS

O principal objetivo deste estudo foi o de analisar, comparativamente, o desempenho hidrodinâmico, em posição aórtica, de três tipos de prótese (PBCS, PBSS e PSS) em diâmetros nominais de 19, 21 e 23 mm.

Para isto, foram estudadas 9 próteses de cada tipo (3 de cada diâmetro), perfazendo 27 próteses, conforme mostra a Tabela 1.

**Tabela 1. Próteses Estudadas**

	PBCS	PBSS	PSS
Diâmetro Nominal	(n)	(n)	(n)
19mm	3	3	3
21mm	3	3	3
23mm	3	3	3
Total	9	9	9

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. (n), número, (mm) milímetros.

Para cada prótese, individualmente testada, foram realizados nove ensaios, através da combinação de volumes sistólicos de 45, 65 e 75 ml e frequências cardíacas de 80, 100 e 120 bpm, aproximadamente.

Em cada ensaio, obteve-se o registro simultâneo das curvas de pressão ventricular e aórtica e fluxo aórtico, o qual foi armazenado na tela do osciloscópio. Essa imagem "congelada" foi numerada, e fotografada com câmara Nikon FM 2, filme de 35 mm colorido, 400 ASA, utilizando-se com tempo de exposição 1/4 s e abertura  $f$  4.

Obtiveram-se fotografias de 10 x 15 cm, que foram ampliadas 100 % em máquinas de xerox. Procurou-se, através dessas ampliações, minimizar eventuais erros de medição.

Em cada ensaio, foi também realizada filmagem da prótese vista das faces ventricular e aórtica, com câmara de video Sony CCD-TR5, 8 mm, com o objetivo de se analisar visualmente o mecanismo de abertura e fechamento das próteses.



### 3.7. MEDIDAS REALIZADAS

No registro gráfico ampliado de cada ensaio, foram realizadas as seguintes medidas, conforme ilustrado na Figura 6.

- 1) L= Distância entre picos ( mm)
- 2) H<sub>Amax</sub>= Altura máxima da Pressão Arterial (mm)
- 3) H<sub>Amin</sub>= Altura mínima da Pressão Arterial (mm)
- 4) L<sub>f</sub>= Comprimento do Fluxo (mm)
- 5) H<sub>fmax</sub>= Altura máxima do fluxo (mm)
- 6) L<sub>r</sub>= Comprimento do refluxo (mm)
- 7) H<sub>rmax</sub>= Altura máxima do refluxo (mm)
- 8) L<sub>g</sub>= Comprimento do gradiente (mm)
- 9) H<sub>gmax</sub>= Altura máxima do gradiente (mm).

Fisiologicamente, a ejeção de sangue na aorta inicia-se no momento em que a pressão ventricular iguala a pressão diastólica aórtica. Por esse motivo, o início do fluxo aórtico (ponto 1, no gráfico) deve coincidir com o ponto de cruzamento das curvas de pressão ventricular e aórtica (ponto 2, no gráfico).

A análise das curvas obtidas em nossos ensaios, demonstrou haver um retardo de alguns milissegundos na ascensão da curva de pressão ventricular, devido fundamentalmente, às características dinâmicas dos transdutores de pressão.

Assim, para a obtenção dos gradientes, a curva de pressão ventricular foi manualmente adiantada, tornando a relação entre as curvas mais fisiológica.

Após feitas as devidas correções, foi realizada a medida da altura máxima do gradiente (H<sub>gmax</sub>).

- 10) H<sub>gr</sub>= Altura máxima do gradiente de refluxo (mm)

Após a realização dessas medidas diretas do gráfico, foram calculadas matematicamente as seguintes áreas:

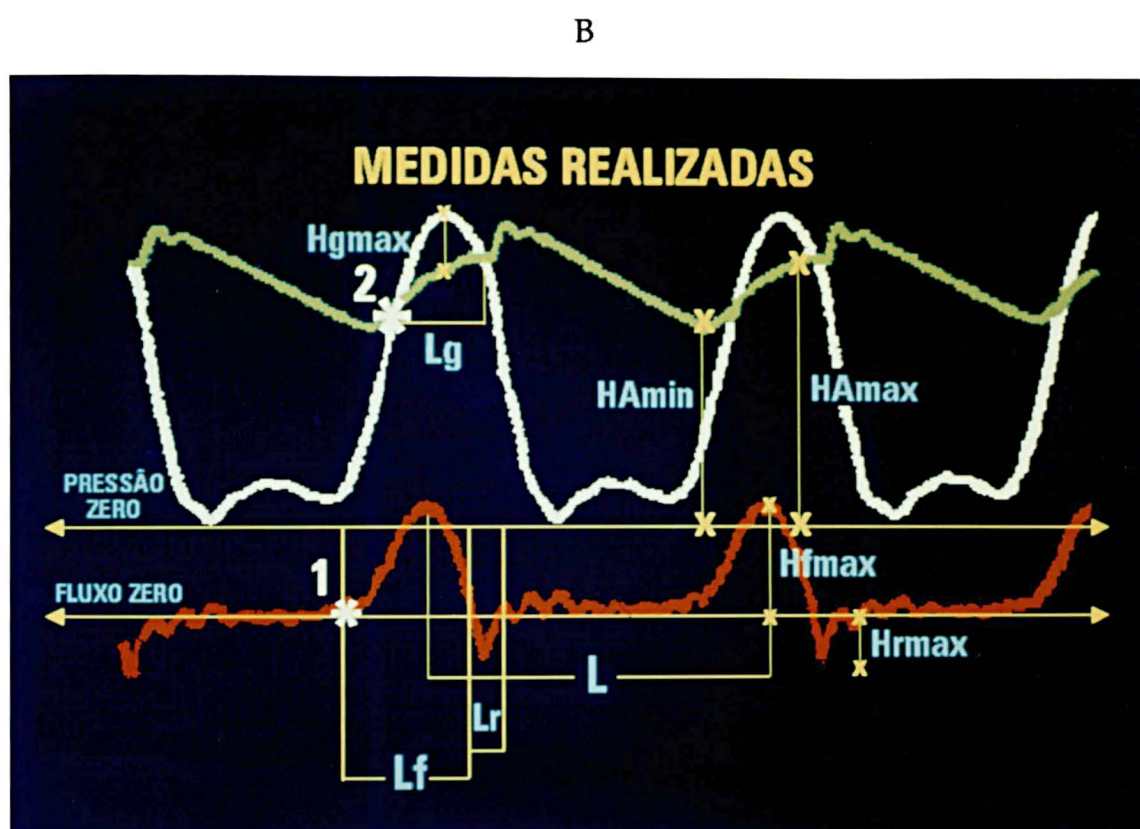
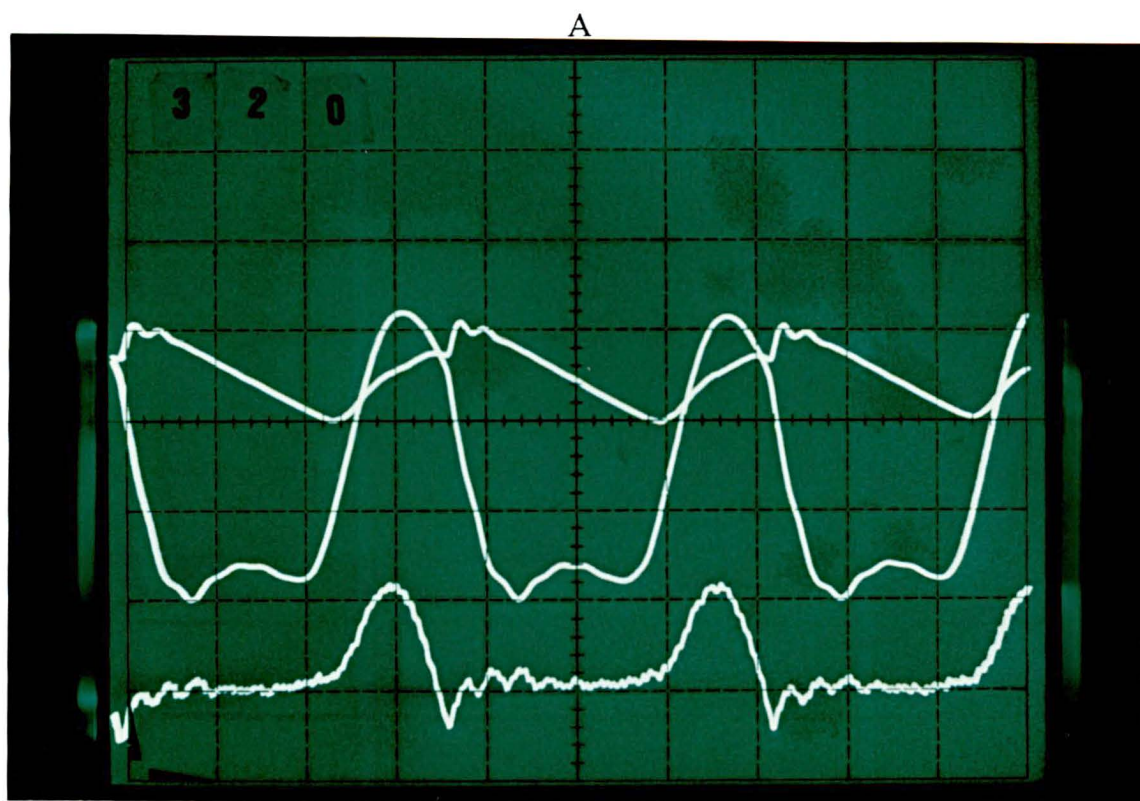


Figura 6. Registro gráfico de um ensaio  
 a) Registro gráfico de ensaio 320  
 b) Medidas realizadas neste gráfico

11)  $A_f$  = Área do fluxo ( $\text{mm}^2$ ) - Calculada pela fórmula  $A_f = K_f \cdot L_f \cdot H_{f\max}$ . O coeficiente de correlação  $K_f$  foi determinado com base em áreas planimetradas, conforme demonstrado no Anexo 1.

12)  $A_r$  = Área do refluxo ( $\text{mm}^2$ ) - Calculada pela fórmula  $A_r = 0,5 \cdot L_r \cdot H_{r\max}$ , pois a forma da área do refluxo se aproximava muito a de um triângulo.

13)  $A_g$  = Área do gradiente ( $\text{mm}^2$ ) - Calculada pela fórmula  $A_g = K_g \cdot L_g \cdot H_{g\max}$ . O coeficiente de correlação  $K_g$  também foi determinado com base em áreas planimetradas, igualmente demonstrada no Anexo 1.

### 3.8. PARÂMETROS CONSIDERADOS

Para facilitar a análise e interpretação dos resultados, os ensaios (com suas respectivas medidas e parâmetros) de cada prótese, foram agrupados em uma planilha única.

Os parâmetros obtidos a partir das medidas no registro gráfico de cada ensaio foram:

1. Frequência cardíaca (F) - obtida através da medida da distância entre picos (L).
2. Pressão arterial sistólica (PAsist), diastólica (PAdiast) e média (PAM) - as pressões arteriais sistólica e diastólica, foram obtidas pelas medidas da altura máxima da pressão arterial (HAMax) e altura mínima da pressão arterial (HAmín), respectivamente.

A pressão arterial média (PAM) foi calculada pela fórmula  $PAM = (P_{Asist} + 2 P_{Adiast}) / 3$ .

3. Fluxo sistólico de pico (Qsp) e Fluxo sistólico médio (Qsm) - o fluxo sistólico de pico foi determinado a partir da altura máxima do fluxo ( $H_{f\max}$ ). O fluxo sistólico médio foi determinado pela divisão da área do fluxo ( $A_f$ ) pelo tempo de sístole ( $L_f$ ).

4. Tempo do ciclo cardíaco (T) - obtida pela medida do comprimento da distância entre picos (L).
5. Tempo de sístole (Ts) e Percentagem do ciclo ocupado pela sístole (% s) - o tempo de sístole (Ts) foi determinado pela medida do comprimento de fluxo anterógrado (Lf) e a percentagem desse tempo em relação ao tempo total do ciclo cardíaco pela relação  $(100.Lf)/L$ .
6. Volume sistólico (VS) - determinado através do fluxo sistólico médio (Qsm) e tempo sistólico (Lf).
7. Débito cardíaco (DC) - obtido pela fórmula  $DC=(VS-Vr).F$
8. Volume de refluxo de fechamento (Vr) e Percentual de refluxo (% R) - o percentual de refluxo foi determinado pela relação entre a área do refluxo (Ar) e a área do fluxo (Af). O volume total de refluxo (Vr) foi calculado multiplicando-se o percentual de refluxo pelo volume sistólico (Vs).
9. Gradiente de pico ( $\Delta p-p$ ) e Gradiente médio ( $\Delta p-m$ ) - O gradiente de pico foi determinado a partir da medida da altura máxima do gradiente (Hgmax). O gradiente médio, por sua vez, foi calculado pela divisão da área do gradiente (Ag) pelo tempo de sístole (Lf).
10. Gradiente médio de refluxo ( $\Delta p-r$ ) - calculado a partir da altura máxima do gradiente de refluxo (Hgr).
11. Energia ventricular (Ev) - calculada pelo produto  $(PAM + \Delta p-m) \times$  volume sistólico, sendo as pressões em  $\text{dyn/cm}^2$  e o volume sistólico em  $\text{cm}^3$ , e o resultado expresso em mJ.

### 3.9. DESEMPENHO HIDRODINÂMICO

A partir dos parâmetros considerados no registro gráfico de cada ensaio, o desempenho hidrodinâmico das próteses foi caracterizado através do cálculo dos

seguintes parâmetros, baseado em metodologias previamente descritas<sup>30,69,70,71,104,139,189</sup>.

1. Construção de curvas de correlação  $\Delta p$ -p/débito cardíaco e  $\Delta p$ -m/débito cardíaco - os gradientes de pico e médios observados foram correlacionados graficamente com o débito cardíaco correspondente. A curva que melhor representava essa correlação foi fornecida diretamente por um computador Apple Macintosh IIsi.
2. Área Efetiva de Fluxo da Prótese (AEF) - calculada a partir da fórmula  $AEF = \text{Fluxo} / 51.6 \sqrt{\Delta p}$ , sendo a área expressa em  $\text{cm}^2$ , o fluxo em  $\text{ml/seg}$  e o  $\Delta p$  em  $\text{mmHg}$ . Calculamos a AEFp (baseada em fluxo e gradiente de pico) e a AEFm (baseada em fluxo e gradiente médio).
3. Coeficiente de Descarga (Cd) - dado pela relação  $Cd = AEFp / \text{área interna prótese}$ . O Cd foi calculado com base nos valores de pico.
4. Índice de Desempenho (ID) - calculado pela relação  $ID = AEFp / \text{área externa da prótese}$ , sendo também calculado com base em valores de pico.
5. Índice de eficiência (IE) - calculado pela fórmula  $IE = ID - (ID \times \%R) / 100$ . Igualmente obtivemos o IE com base em valores em pico.
6. Perda de energia sistólica ( $\Delta Es$ ) - calculada pelo produto  $\Delta p$ -m x volume sistólico, sendo o gradiente medido em  $\text{dyn/cm}^2$  e o volume sistólico em  $\text{cm}^3$ , e o resultado dado em mJ.
7. Perda de energia pelo refluxo de fechamento da prótese ( $\Delta Er$ ) - calculada pelo produto  $\Delta p$ -r x volume de refluxo, sendo o gradiente medido em  $\text{dyn/cm}^2$  e o volume de refluxo em  $\text{cm}^3$ , e o resultado dado em mJ.
8. Perda total de energia - dado pela somatória de  $\Delta Es + \Delta Er$ .
9. Perda percentual de energia durante sístole - ( $\% \Delta Es$ ) - dado pela relação  $\Delta Es / Ev$ .
10. Perda percentual de energia durante refluxo ( $\% \Delta Er$ ) - dado pela relação  $\Delta Er / Ev$ .
11. Perda percentual total de energia ( $\% \Delta Et$ ) - dado pela relação  $(\Delta Es + \Delta Er) / Ev$ .

Para cada prótese individualmente testada, foram calculadas as médias com os seus respectivos desvios - padrão para a AEFp, AEFm, Cd, ID e IE. Já para Ev,

$\Delta E_s$ ,  $\Delta E_r$ ,  $\Delta E_t$ ,  $\% \Delta E_s$ ,  $\% \Delta E_r$  e  $\% \Delta E_t$ , foram considerados os valores medianos com seus respectivos desvios-padrão.

### 3.10. CARACTERIZAÇÃO DAS PRÓTESES

Para a caracterização de um tipo específico de prótese em cada diâmetro, foi obtida a média com seu respectivo padrão das vinte e sete medidas (três próteses x nove ensaios em cada uma) para AEFp, AEFm, Cd, ID e IE. Quando se tratou de energia, foram considerados os seus valores medianos, pois em decorrência das diferentes condições de ensaio, as perdas absolutas ou percentuais de energia são necessariamente diferentes, e, em consequência, apresentam desvios-padrão muito grandes em relação a média.

A partir desses valores realizamos a análise comparativa das biopróteses entre si.

### 3.11. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise comparativa entre os tipos de próteses foi realizada pelo teste "t" de Student (paramétrico) quando referentes a AEFp, AEFm, Cd, ID e IE.

A comparação dos dados referentes às energias foi feita pelo teste Mann-Whitney (não paramétrico), por ser tratar de amostras independentes.

O nível de significância (ou probabilidade de significância) mínimo adotado foi de 5%. O teste Mann-Whitney fornece a probabilidade exata do teste.

#### **4. RESULTADOS**

## 4. RESULTADOS

Os resultados dos nove ensaios realizados para cada prótese, encontram-se tabulados no Anexo 2. Os dados pormenorizados da análise estatística encontram-se no Anexo 3.

Cada prótese foi testada em condições equivalentes a débitos cardíacos que variaram aproximadamente entre 3 a 9 l/min, o que correspondeu a fluxos sistólicos médios entre 10 a 20 l/min e fluxos sistólicos de pico entre 15-35 l/min.

Como a resistência periférica e complacência arterial foram mantidas constantes independentemente das demais condições de ensaio, a pressão arterial teve comportamento diretamente proporcional ao débito cardíaco.

As curvas de correlação entre débito cardíaco/gradiente médio ou débito cardíaco/gradiente de pico demonstraram que, para um tipo específico de prótese, os gradientes transprotéticos resultantes foram inversamente proporcionais ao diâmetro da prótese.

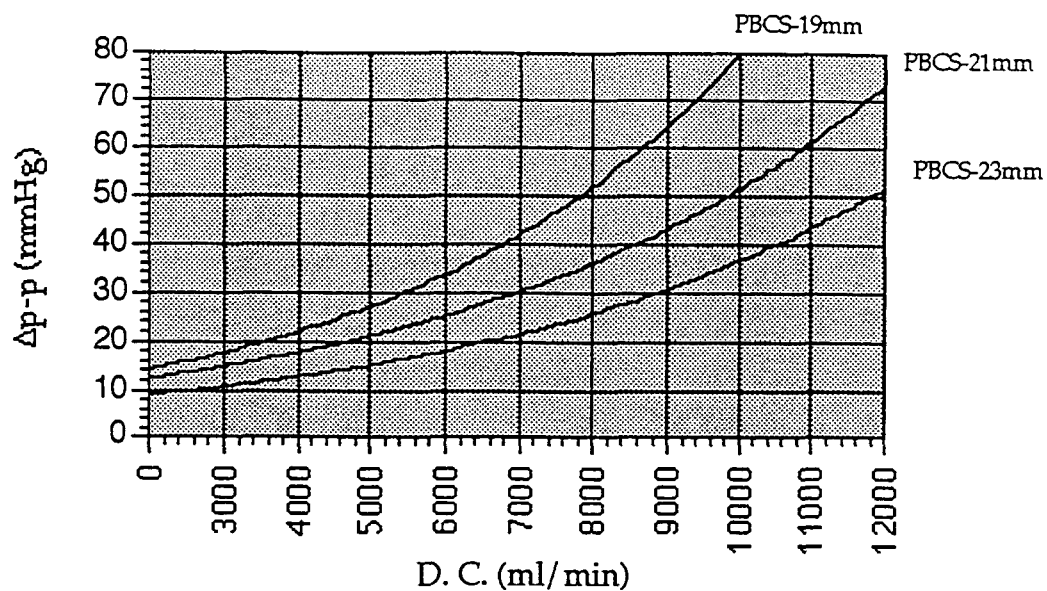
Essas curvas tiveram forma exponencial, ou seja, o aumento linear do débito cardíaco acarretou em aumento exponencial do gradiente.

As curvas de correlação mencionadas, para os três tipos de prótese estudadas, encontram-se graficamente representadas nas Figuras 7 a 9.

As Figuras 10 a 12, são representações gráficas comparativas da correlação débito cardíaco/gradiente de pico e débito cardíaco / gradiente médio entre os três tipos de próteses estudadas, em cada diâmetro.

Quando agrupamos em um mesmo gráfico, as curvas representativas dos três tipos de prótese com diâmetro 19 mm, observamos 3 curvas distintas entre si, com as PBSS apresentando os menores  $\Delta p$ , as PSS com valores intermediários e as PBCS com os maiores  $\Delta p$  para cada valor do débito cardíaco.





## B

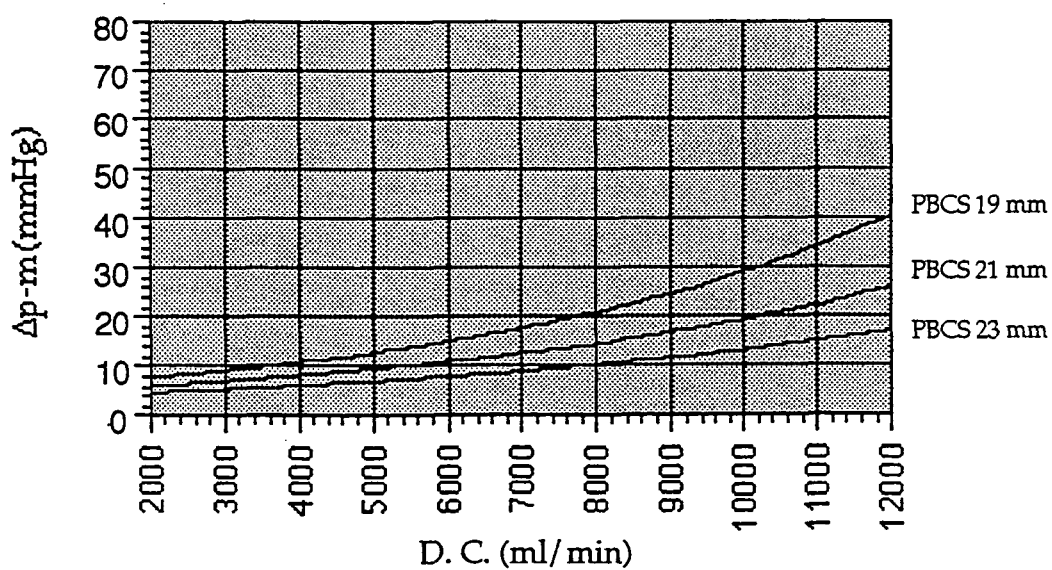
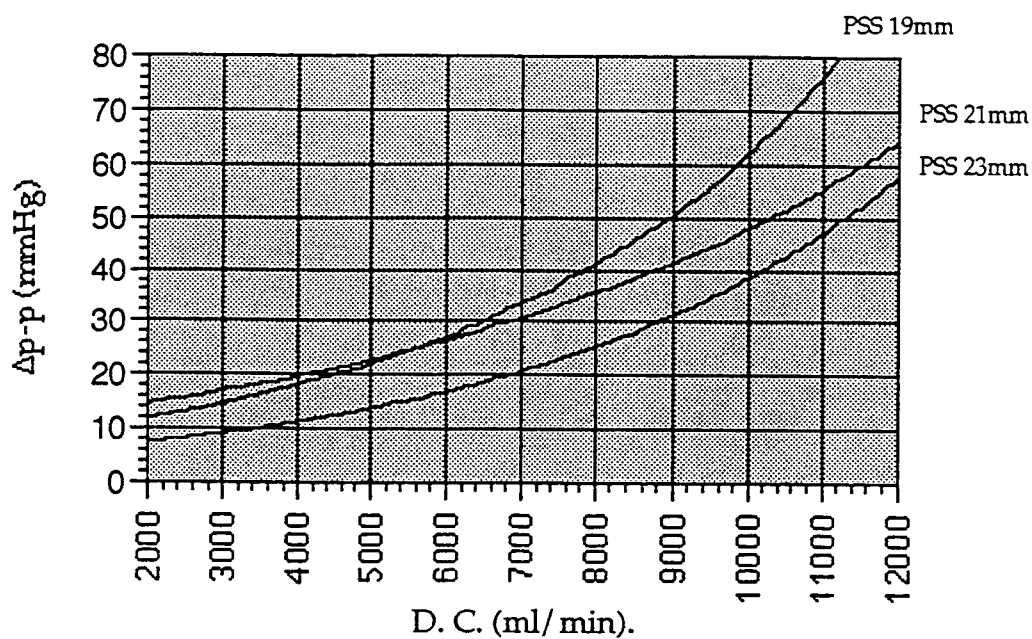


Figura 7. Curvas de correlação  $\Delta p$  / Débito Cardíaco para as PBCS

A) Correlação  $\Delta p-p$  / Débito Cardíaco

B) Correlação  $\Delta p-m$  / Débito Cardíaco



B

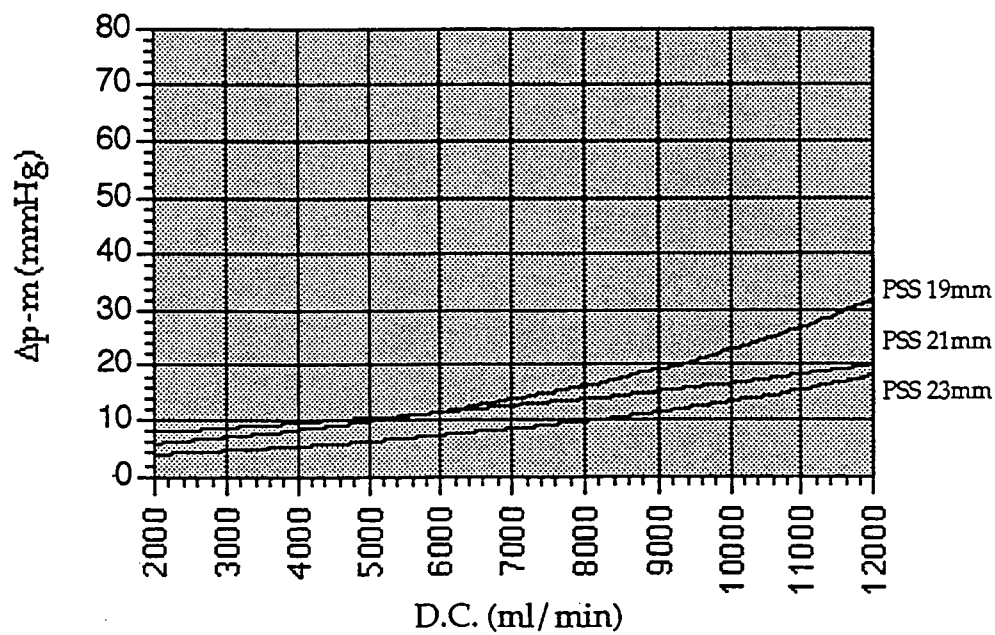
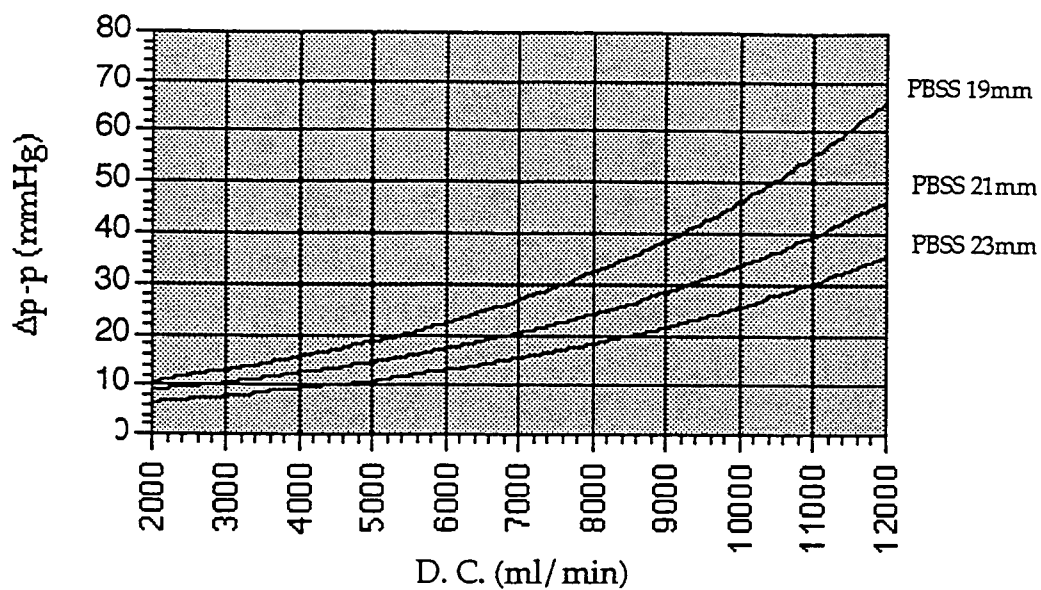


Figura 8. Curvas de correlação  $\Delta p$ /Débito Cardíaco para as PSS  
A) Correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco  
B) Correlação  $\Delta p-m$ /Débito Cardíaco



B

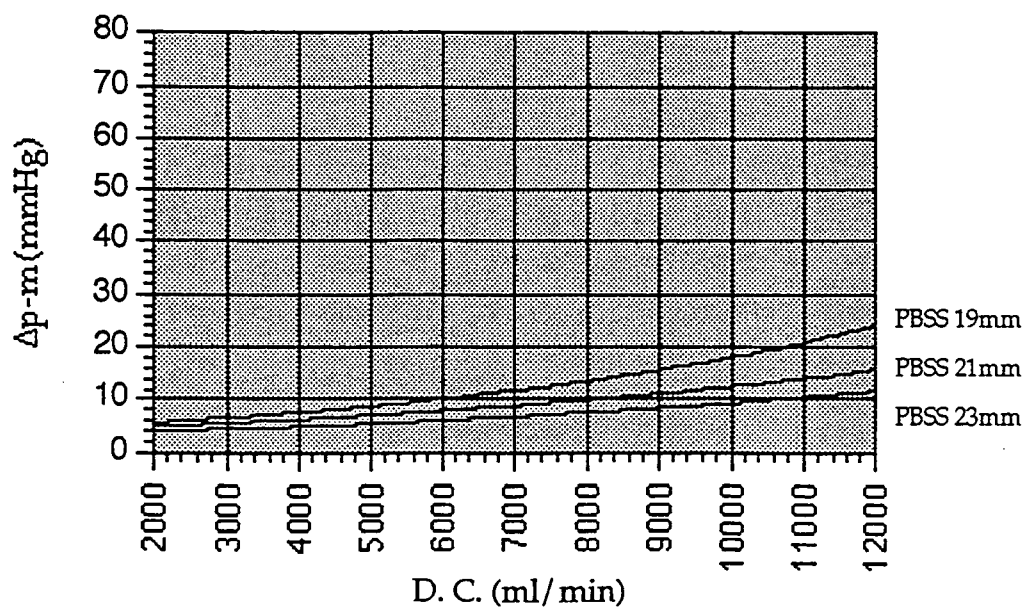
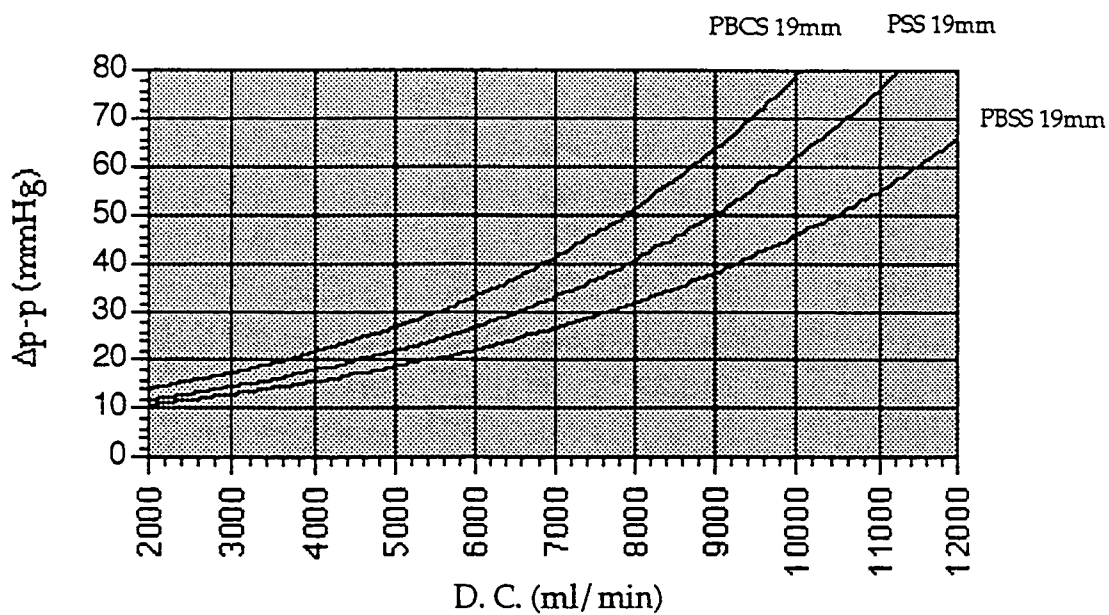


Figura 9. Curvas de correlação  $\Delta p$ /Débito Cardíaco para as PBSS  
A) Correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco  
B) Correlação  $\Delta p-m$ /Débito Cardíaco



B

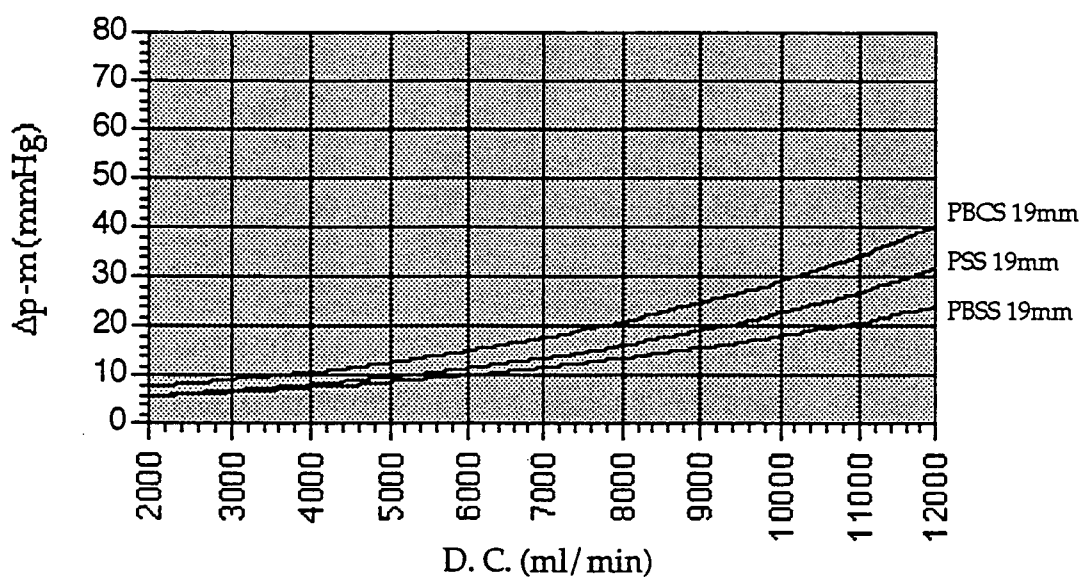
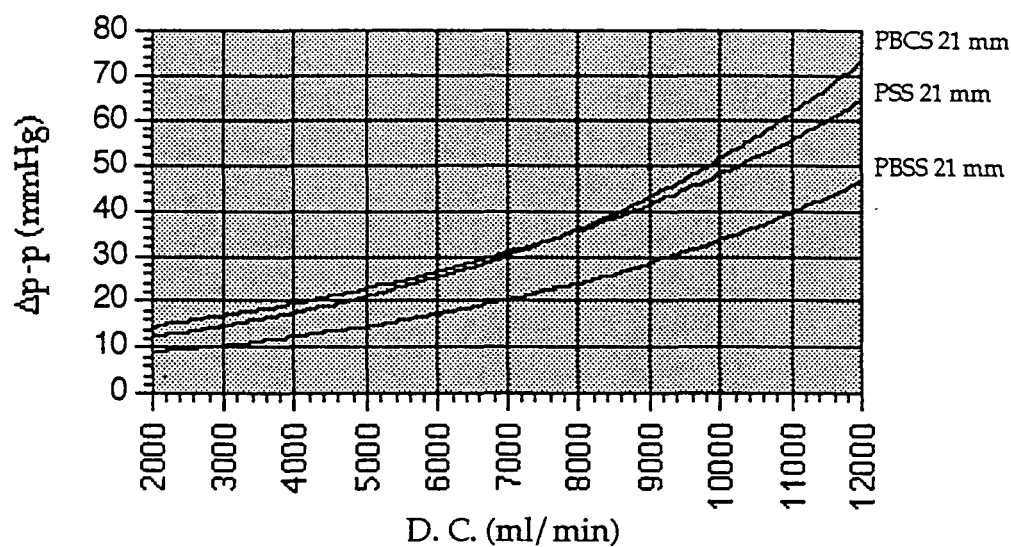


Fig. 10. Curvas de correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco para Próteses 19 mm  
 A) Correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco  
 B) Correlação  $\Delta p-m$ /Débito Cardíaco

A



B

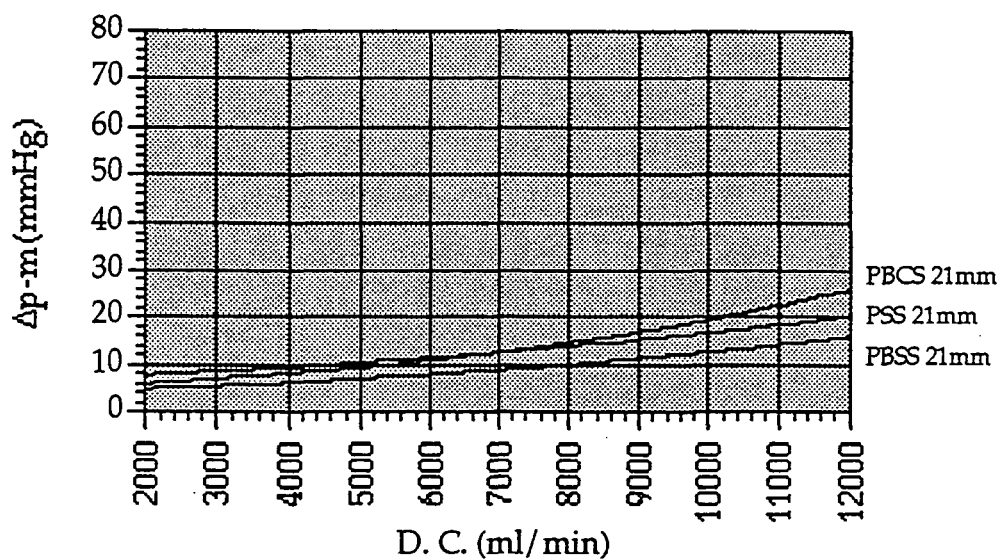
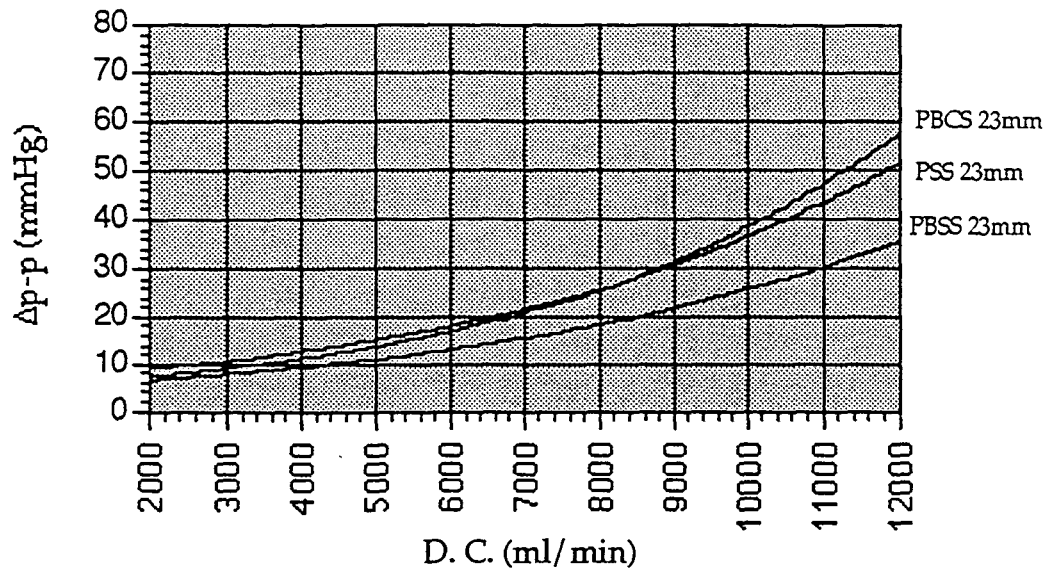


Figura 11. Curvas de correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco para Próteses 21 mm  
 A) Correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco  
 B) Correlação  $\Delta p-m$ /Débito Cardíaco



B

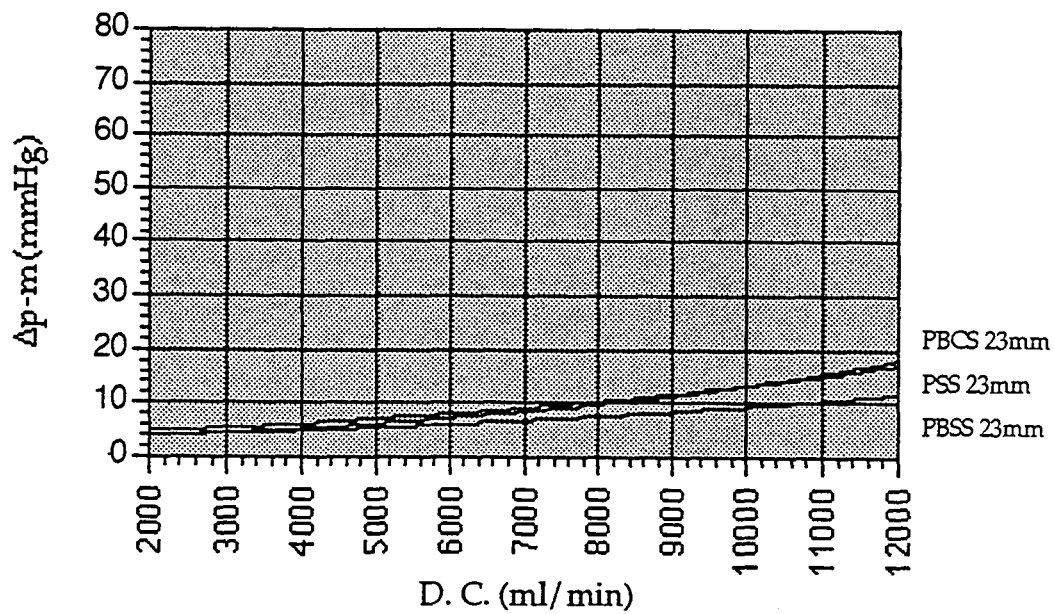


Figura 12. Curvas de correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco para Próteses 23 mm  
 A) Correlação  $\Delta p-p$ /Débito Cardíaco  
 B) Correlação  $\Delta p-m$ /Débito Cardíaco

A mesma análise realizada para as próteses com diâmetro 21 e 23 mm, revela que as PBSS apresentaram desempenho superior aos outros dois tipos de prótese, que por sua vez, tenderam a ser semelhantes entre si.

Assim para débitos cardíacos de 5 l/min e 9 l/min os gradientes médios e de pico, estimados por essas curvas, encontram-se nas tabelas 2 e 3.

**Tabela 2. Gradientes de Pico**

Diâmetro	PBCS		PSS		PBSS	
	DC		DC		DC	
	5 l/min	9 l/min	5 l/min	9 l/min	5 l/min	9 l/min
	(mmHg)		(mmHg)		(mmHg)	
19mm	27	64	22	50	19	38
21mm	21	43	22	41	14	28
23mm	15	30	14	31	11	22

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. DC= Débito cardíaco. l/min, litros por minuto. mmHg= milímetros de mercúrio. mm= milímetros

**Tabela 3. Gradientes Médios**

Diâmetro	PBCS		PSS		PBSS	
	DC		DC		DC	
	5 l/min	9 l/min	5 l/min	9 l/min	5 l/min	9 l/min
	(mmHg)		(mmHg)		(mmHg)	
19mm	13	26	10	19	9	15
21mm	10	17	10	15	8	11
23mm	8	12	6	12	6	8

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. DC=Débito cardíaco. l/min, litros por minuto. mmHg=milímetros de mercúrio. mm= milímetros

As áreas efetivas de fluxo calculadas também demonstraram a sua dependência em relação ao diâmetro da prótese, havendo aqui uma relação direta de proporcionalidade.

A observação das planilhas individuais de cada prótese, demonstra que as AEF das PBCS tenderam a se manter constantes independentemente das condições de ensaio, sem relação com os valores do DC. Já as PBSS e PSS demonstraram aumento de suas AEF em resposta a incrementos do DC.

As figuras 13 a 15 são representações gráficas correlacionando as AEFp com o DC, para os três tipos de prótese, em cada diâmetro.

Os valores médios das AEFp e seus respectivos desvios-padrão, para cada tipo de prótese estudada, encontram-se na Tabela 4.

**Tabela 4.** *Áreas Efetivas de Fluxo de Pico*

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )
19mm	1.30±0.05	1.46±0.08**	1.76±0.14*
21mm	1.62±0.07	1.59±0.14	2.11±0.17*
23mm	1.91±0.10	1.93±0.13	2.35±0.19*

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\* p=0.01 em relação as demais próteses

\*\* p=0.01 em relação a PBCS

As PBSS, apresentaram, em todos os diâmetros, AEFp maiores que os outros dois tipos de prótese, o que foi estatisticamente significativo pelo teste "t" de Student. As PSS tiveram AEFp semelhantes às PBCS nos diâmetros 21 e 23 mm, entretanto, no diâmetro 19 mm, apresentaram AEFp maiores, com significado estatístico.



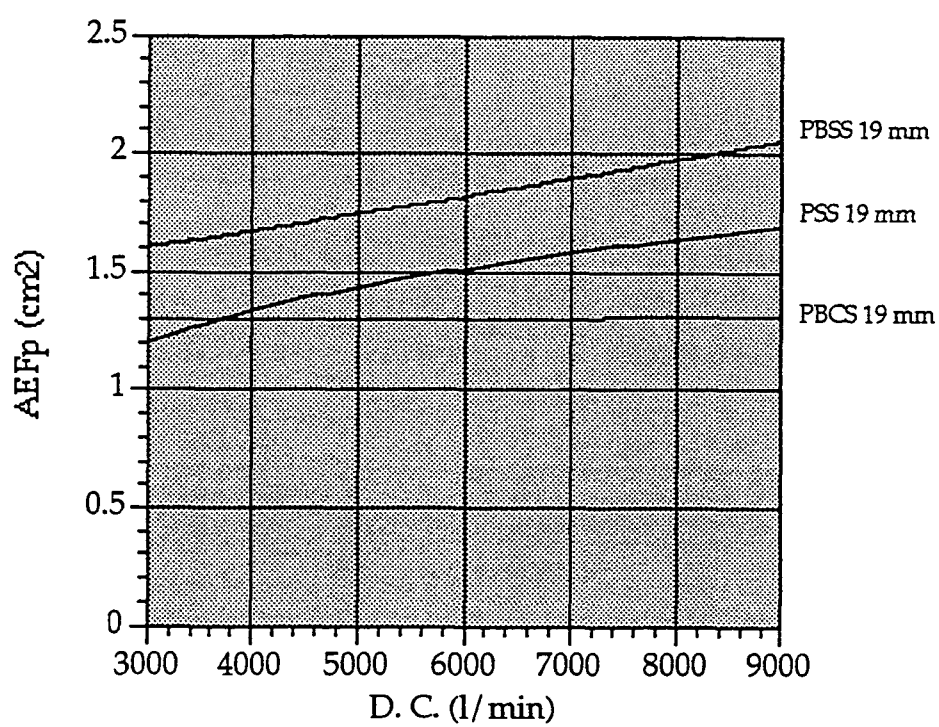


Figura 13. Curva de correlação das áreas efetivas de fluxo com o débito cardíaco para próteses 19 mm

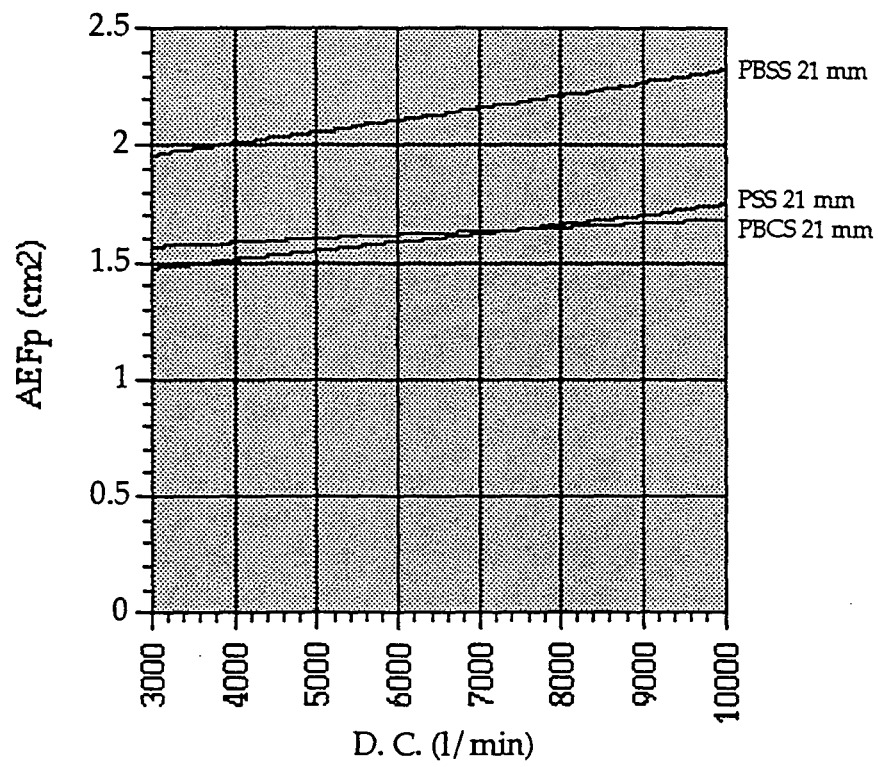


Figura 14. Curvas de correlação das áreas efetivas de fluxo com o débito cardíaco para próteses 21 mm

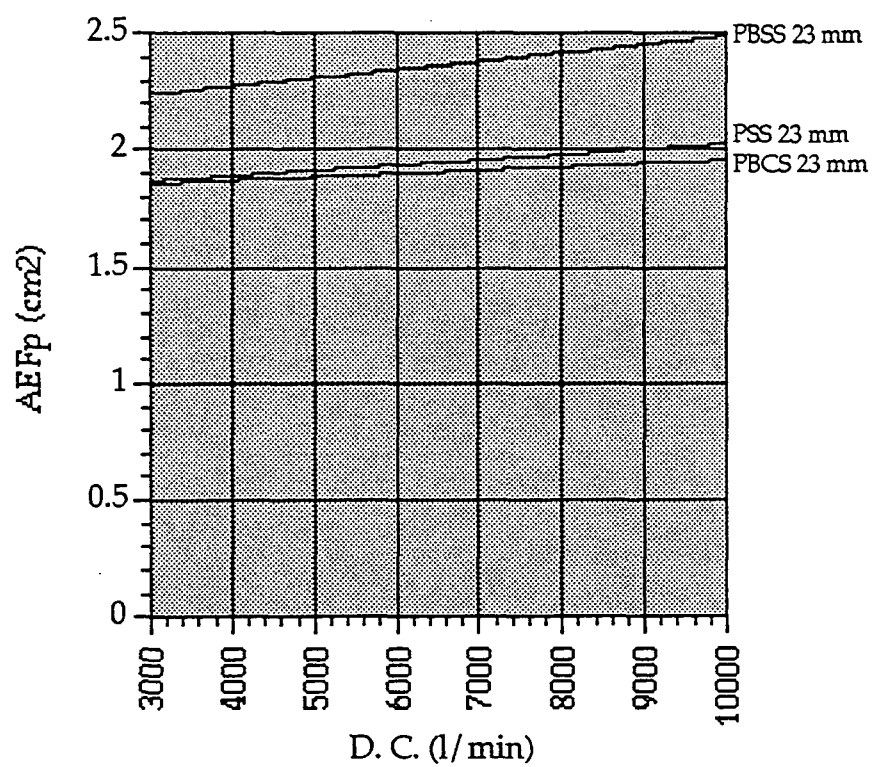


Figura 15. Curvas de correlação das áreas efetivas de fluxo com o débito cardíaco para próteses 23 mm

Os valores médios das AEFm e seus respectivos desvios-padrão, para cada tipo de prótese estudada, encontram-se na Tabela 5.

**Tabela 5. Áreas Efetivas de Fluxo Média**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )
19mm	1.17±0.07	1.34±0.11**	1.55±0.16*
21mm	1.50±0.10	1.46±0.16	1.89±0.22*
23mm	1.75±0.16	1.77±0.18	2.09±0.23*

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\* p=0.01 em relação as demais próteses

\*\* p=0.01 em relação a PBCS

Os valores calculados para as AEFm foram, em média, 10 - 15% inferiores àqueles calculados para as AEFp.

A análise comparativa das AEFm entre os três tipos de prótese foi semelhante àquela realizada com as AEFp, com os mesmos achados estatísticos.

Os Cd calculados, com seus respectivos desvios-padrão, para cada tipo de prótese, encontram-se na Tabela 6.

**Tabela 6. Coeficientes de Descarga**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )
19mm	0.74±0.03*	0.68±0.04	0.69±0.05
21mm	0.71±0.03*	0.59±0.05	0.67±0.05**
23mm	0.67±0.03*	0.58±0.04	0.62±0.05**

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\* p=0.01 em relação as demais próteses

\*\* p=0.01 em relação a PBCS

As PBCS apresentaram Cd melhores que os outros dois tipos de próteses, sendo essa diferença estatisticamente significativa.

As PBSS apresentaram Cd melhores que as PSS, entretanto, essa diferença não atingiu significância estatística no diâmetro 19 mm.

Os valores médios dos ID calculados, com seus respectivos desvios-padrão, para cada tipo de prótese, encontram-se na Tabela 7.

**Tabela 7. Índice de desempenho**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(cm2)	(cm2)	(cm2)
19mm	0.46±0.01	0.51±0.03*	0.62±0.05*
21mm	0.47±0.01	0.46±0.04	0.61±0.04*
23mm	0.46±0.01	0.46±0.03	0.56±0.04*

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\* p=0.01 em relação as demais próteses

\*\* p=0.01 em relação a PBCS

As PBSS tiveram ID superior aos demais tipos de próteses, com significância estatística. As PSS e as PBCS tendem a apresentar ID semelhantes, entretanto, especificamente no diâmetro 19 mm as PSS tiveram ID significativamente maior.

Os valores observados para os IE, com os desvios-padrão, para cada tipo de prótese, encontram-se na Tabela 8.

**Tabela 8. Índice de Eficiência**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )	(cm <sup>2</sup> )
19mm	0.43±0.01	0.48±0.03**	0.55±0.05*
21mm	0.43±0.02	0.43±0.04	0.53±0.05*
23mm	0.42±0.02	0.43±0.03	0.50±0.04*

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte

\* p=0.01 em relação as demais próteses

\*\* p=0.01 em relação a PBCS

Os valores encontrados para os IE mostraram resultados comparativos semelhantes aos ID. Por apresentarem refluxos maiores, as PBSS apresentaram IE bem inferiores aos seus ID, quando comparados com as demais próteses. Mesmo assim, os seus IE ainda permaneceram melhores que os das demais próteses.

As perdas percentuais de energia durante a sístole (% $\Delta$ Es), encontradas para cada tipo de prótese, encontram-se demonstrados na Tabela 9.

**Tabela 9. Perdas Percentuais de Energia Sistólica**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(%)	(%)	(%)
19mm	15.9	12.8	10*
21mm	13.1	12.3***	8.6*
23mm	9.8	8.3	7.3**

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\* p<0,05 em relação as demais próteses

\*\* p<0,05 em relação as demais próteses, exceto em relação a PSS

\*\*\* p>0,05 em relação a PBCS

A análise comparativa demonstrou que as %  $\Delta$ Es encontradas para as PBSS foram menores que para os demais tipos de prótese, entretanto, na comparação entre PBSS e PSS no diâmetro 23 mm, essa diferença não atingiu significância estatística. Da mesma forma, as %  $\Delta$ Es para as PSS foram menores que as das

PBCS, entretanto, sem diferença estatisticamente significativa no diâmetro 21 mm.

As perdas percentuais de energia pelo refluxo (%  $\Delta E_r$ ) encontradas para cada tipo de prótese, encontram-se demonstrados na Tabela 10.

**Tabela 10. Perdas Percentuais de Energia por Refluxo**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(%)	(%)	(%)
19mm	2.1***	2.0**	3.4
21mm	2.2***	1.4*	3.9
23mm	2.1***	1.6*	3.3

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\*  $p < 0,05$  em relação as demais próteses

\*\*  $p < 0,05$  em relação as demais próteses, exceto em relação a PBCS

\*\*\*  $p < 0,05$  em relação a PBSS

A análise desses dados demonstrou que as PBSS perderam mais energia por refluxo que as demais, com significado estatístico. Já, as PBCS tiveram maiores % $\Delta E_r$  que as PSS, entretanto, essa diferença não foi estatisticamente significativa no diâmetro 19 mm.

As perdas percentuais totais de energia (% $\Delta E_t$ ) encontradas para cada tipo de prótese encontram-se demonstrados na Tabela 11.

**Tabela 11. Perdas Percentuais Totais de Energia**

	PBCS	PSS	PBSS
Diâmetro	(%)	(%)	(%)
19mm	18.6*	15.1	14.0
21mm	15.2**	13.7	13.7
23mm	12.5***	9.8	10.9

*Legenda:* PBCS, Prótese de pericárdio bovino com suporte. PSS, Prótese porcina sem suporte. PBSS, Prótese de pericárdio bovino sem suporte.

\*  $p < 0,05$  em relação as demais próteses

\*\*  $p < 0,05$  em relação as demais próteses, exceto em relação a PSS

\*\*\*  $p < 0,05$  em relação as demais próteses, exceto em relação a PBSS

A análise comparativa mostrou que quando consideradas as perdas totais de energia, o comportamento das PBSS e PSS foram semelhantes. As PBCS tiveram perdas sempre superiores, entretanto, sem diferença estatística significativa quando comparada com PSS no diâmetro 21 e com PBSS no diâmetro 23.

As figuras 16 a 18, representam graficamente as  $\% \Delta E_s$ ,  $\% \Delta E_r$  e  $\% \Delta E_t$  para os três tipos de próteses, em cada diâmetro.

Os volumes de refluxo de fechamento para cada tipo de prótese foram relativamente constantes em todas as condições de ensaio. Entretanto, se analisados em termos de percentual de refluxo em relação ao volume sistólico, observou-se que percentualmente o refluxo aumentou à medida que o volume sistólico diminuiu.

Comparativamente, os refluxos apresentados pelas PSS foram inferiores aos dos outros dois tipos de próteses. As PBSS, apresentaram, consistentemente, maiores refluxos que outros dois tipos de próteses.

A observação das filmagens realizadas, permitiu analisar, subjetivamente, o mecanismo de abertura e fechamento das cúspides das próteses.

As PBCS e PBSS apresentaram cúspides com comportamento dinâmico semelhantes. Quando visualizadas "in situ" ou com velocidade normal de filmagem, as cúspides abriram, aparentemente, de forma simultânea. Entretanto,



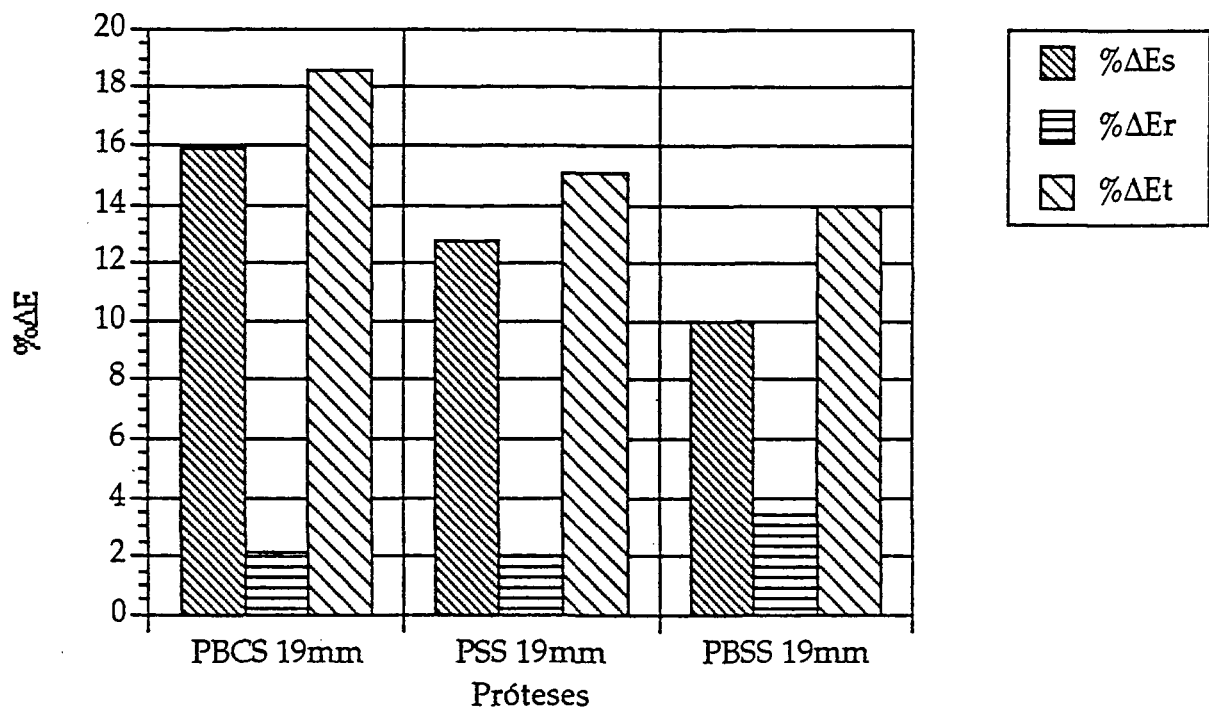


Figura 16. Perdas Percentuais de Energia ( $\% \Delta E_s$ ,  $\% \Delta E_r$ ,  $\% \Delta E_t$ ) para as próteses com diâmetro 19 mm

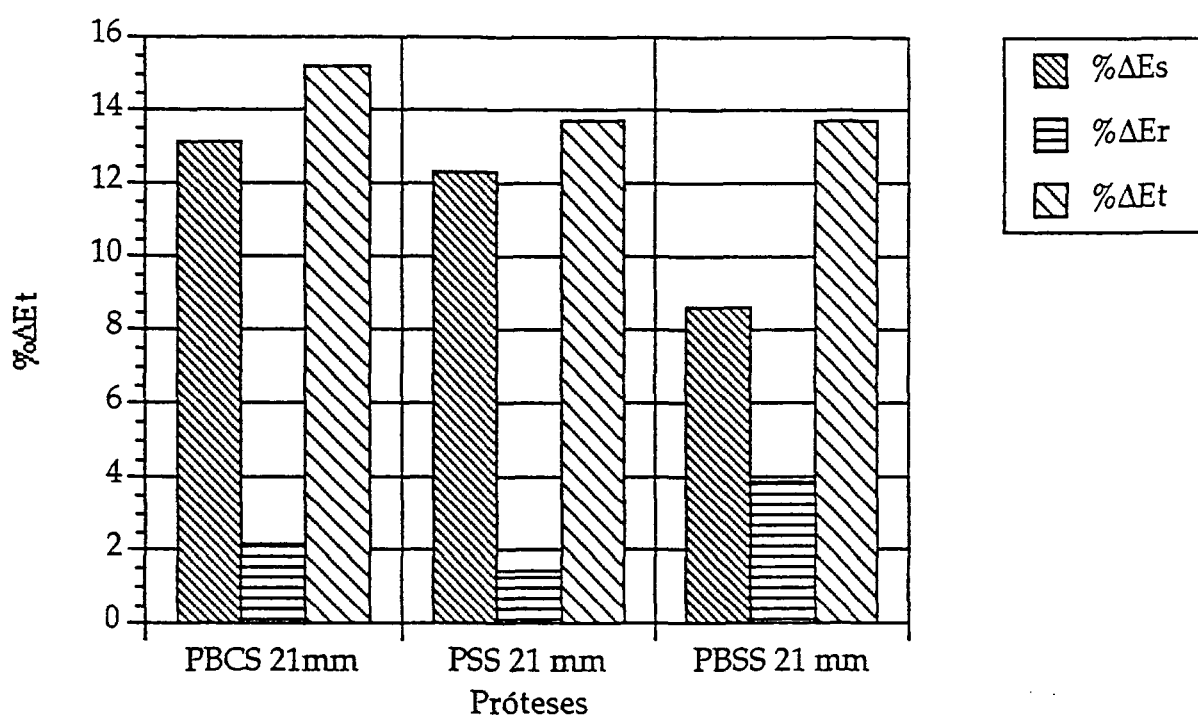


Figura 17. Perda Percentuais de Energia ( $\% \Delta E_s$ ,  $\% \Delta E_r$ ,  $\% \Delta E_t$ ) para as próteses com diâmetro 21 mm

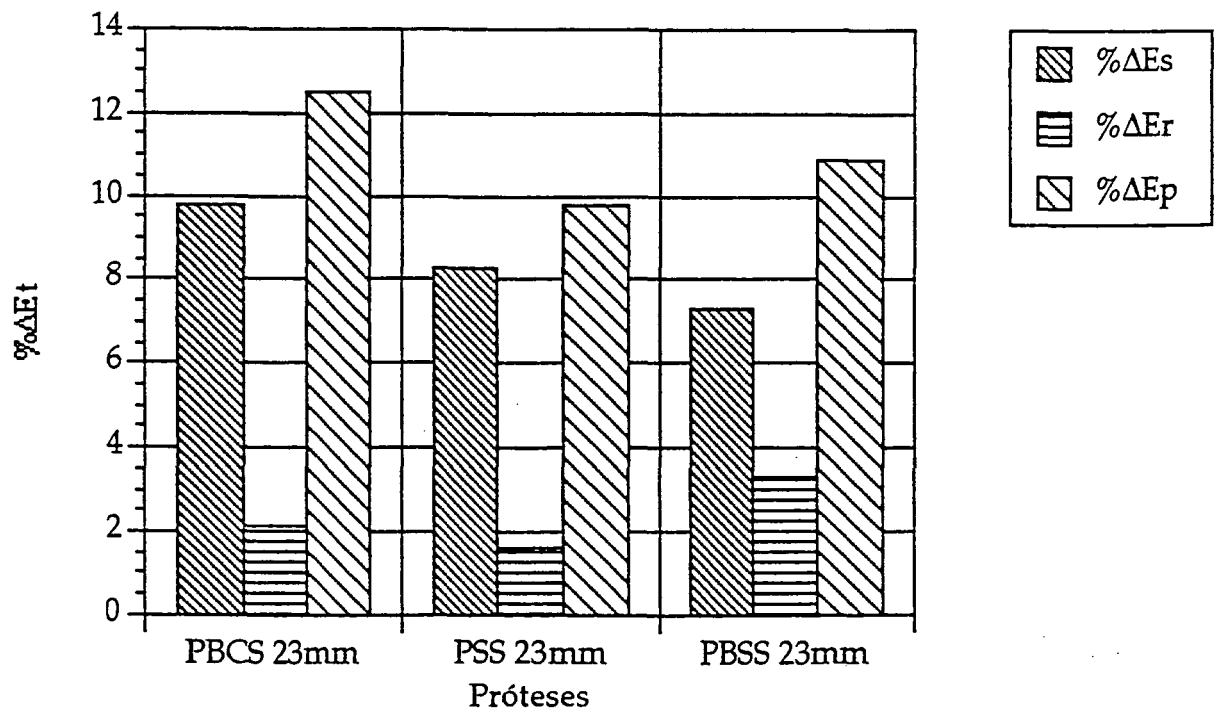


Figura 18. Perdas Percentuais de Energia ( $\% \Delta E_s$ ,  $\% \Delta E_r$ ,  $\% \Delta E_t$ ) para as próteses com diâmetro 23 mm

quando analisadas quadro a quadro, evidenciou-se, em algumas ocasiões, mecanismo seqüencial de abertura. O mesmo fenômeno pode ocorrer durante o fechamento.

Quando abertas, em sístole, as cúspides resultaram em amplo orifício circular ao nível de suas margens livres. Por ocasião do início da diástole, fechavam abruptamente, apresentando boa coaptação entre si durante essa fase.

As PSS apresentaram abertura e fechamento simultâneos de suas cúspides, o que foi confirmado pela análise da filmagem quadro a quadro em todas as próteses.

Durante a sístole, a configuração do orifício ao nível das margens livres das cúspides foi circular, com ausência de dobraduras. Ocasionalmente a cúspide coronariana direita apresentava abertura um pouco restrita, ficando em posição discretamente centralizada. Geralmente esse fenômeno desaparecia com débitos cardíacos mais elevados.

No início da diástole também apresentaram fechamento abrupto das suas cúspides, ocasionando boa coaptação entre elas, nesta fase.

As figuras 19 a 21 são fotografias feitas a partir de imagens digitalizadas das filmagens realizadas, demonstrando a abertura dos três tipos de prótese.

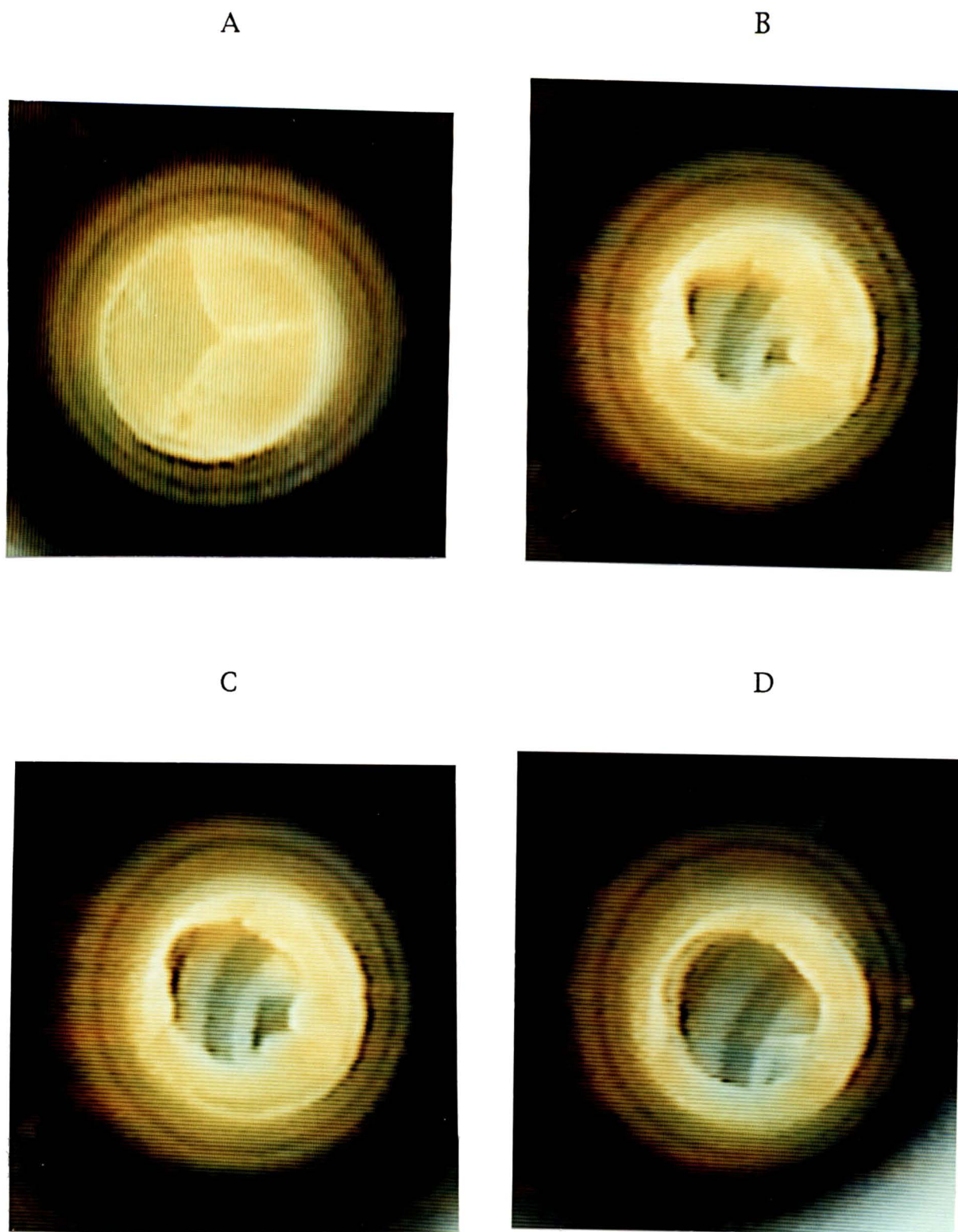


Figura 19. Mecanismo de abertura de uma PBCS

A) Prótese fechada, em diástole

B) Fase inicial de abertura. As três cúspides estão se abrindo simultaneamente

C) Fase intermediária da abertura

D) Prótese totalmente aberta em sístole. Orifício circular de abertura

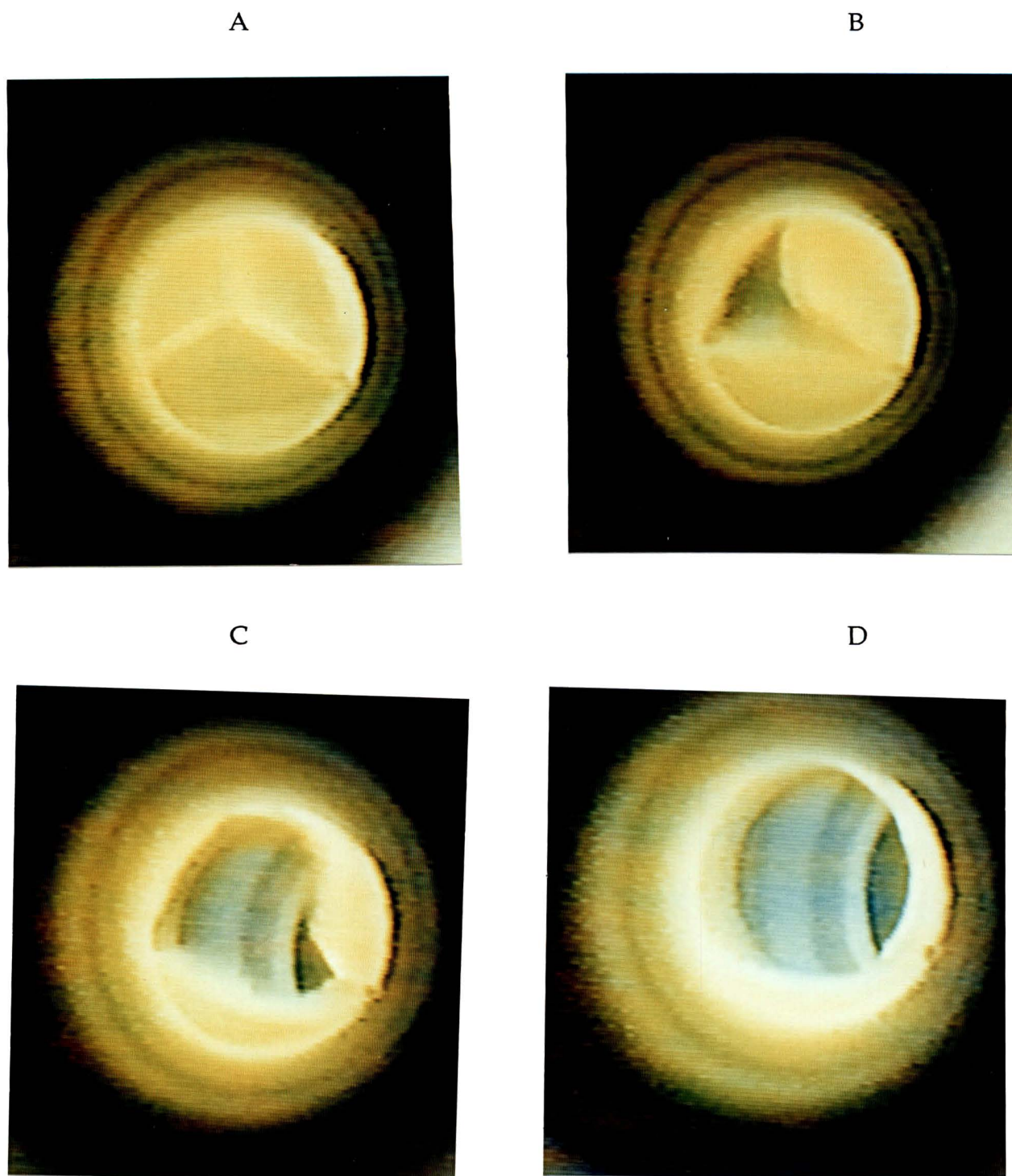


Figura 20. Mecanismo de abertura de uma PBSS

- A) Prótese fechada, em diástole
- B) Fase inicial de abertura. Notar que somente uma das cúspides está abrindo, enquanto as outras duas ainda estão fechadas
- C) Fase intermediária. Uma das cúspides está totalmente aberta, enquanto as outras duas ainda estão se abrindo
- D) Prótese totalmente aberta em sístole. Notar que o seu orifício é maior que o das PBCS



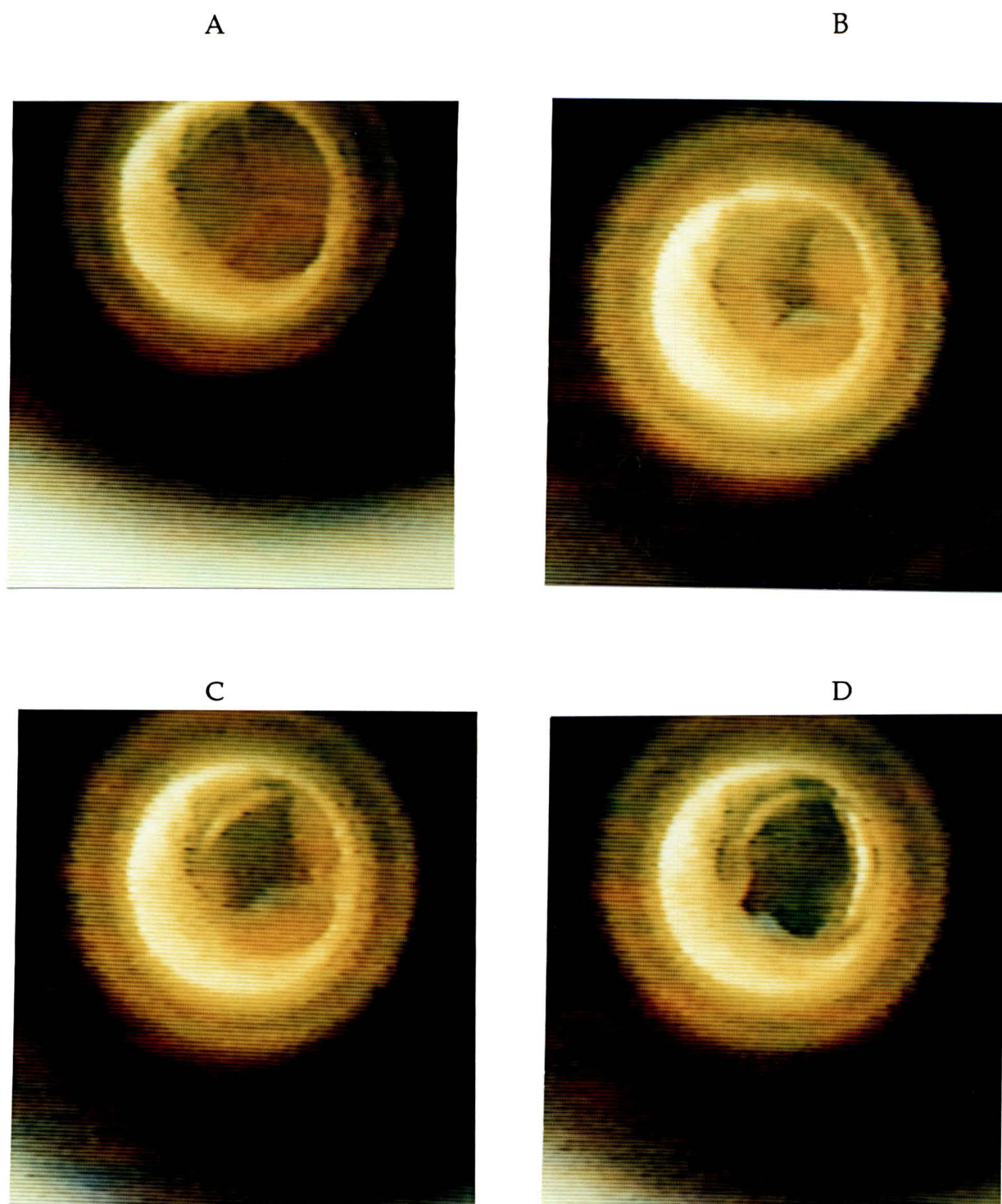


Figura 21. Mecanismo de abertura de uma PSS

- A) Prótese fechada, em diástole
- B) Fase inicial de abertura. As três cúspides estão se abrindo simultaneamente
- C) Fase intermediária
- D) Prótese totalmente aberta em sístole. A cúspide coronariana direita tem menor amplitude de abertura

## 5. DISCUSSÃO



## 5. DISCUSSÃO

A análise do desempenho hidrodinâmico "in vitro" de próteses valvares cardíacas é método bem estabelecido, amplamente utilizado, sendo um dos requisitos obrigatórios exigidos pela Food and Drug Administration (FDA) para aprovação de próteses a serem empregadas clinicamente <sup>100,184</sup>.

Reproduzir artificialmente a fisiologia do sistema cardiovascular humano é tarefa bastante complexa, se não impossível <sup>31,104,155</sup>. Isto se evidencia pela variedade de duplicadores de pulso descritos pelos diferentes autores<sup>1,30,31,35,47,69,79,104,112,122,139,155,163,191,194,199,201,203</sup>.

Devido a diferenças fundamentais de projeto entre os diversos duplicadores de pulso, assim como na metodologia dos ensaios, na escolha dos parâmetros analisados e na maneira de apresentação dos resultados, a interpretação e comparação de resultados obtidos por diferentes pesquisadores é bastante difícil, às vezes contraditória <sup>1,32,69,104,155,191,199,201</sup>. Além do mais, por representarem uma condição bastante distinta à do meio biológico, os resultados assim obtidos não devem ser extrapolados diretamente para a situação "in vivo" <sup>1,82,104,199</sup>.

Existe, entretanto, consenso de que a análise comparativa de próteses, realizada em um mesmo duplicador de pulso, minimiza a influência das imperfeições de fisiologia inerentes aos sistemas <sup>104,112,113,155</sup>.

Vários autores <sup>100,104,191,199,201</sup> vem insistindo na necessidade de melhor padronizar a construção dos equipamentos e metodologia de ensaios, para facilitar as comparações interlaboratoriais. Esse trabalho de normatização já foi iniciado por algumas agências reguladoras internacionais, com o estabelecimento de algumas diretrizes <sup>94,100,184</sup>.

Apesar dessas limitações, os duplicadores de pulso permitem, sob condições controladas, caracterizar parâmetros hidrodinâmicos essenciais do funcionamento das próteses valvares cardíacas, além de possibilitar facilmente a

sua inspeção durante todo o ciclo cardíaco <sup>69,112,155,189</sup>. A obtenção dessas mesmas informações em animais de experimentação é mais complicada, onerosa, e nem sempre tão completa<sup>1</sup>. Por isso, os duplicadores de pulso tornaram-se fundamentais em qualquer programa de aperfeiçoamento e desenvolvimento de próteses valvares cardíacas <sup>82,112,155</sup>.

WALKER et al. <sup>189</sup> comentaram que o desenvolvimento de um duplicador de pulso com funções fisiológicas adequadas é um processo lento e evolutivo, até certo ponto empírico, e baseado em experimentações anteriores.

O duplicador de pulso utilizado no presente estudo, foi desenvolvido na Universidade Federal do Paraná <sup>129</sup>, e representa uma etapa evolutiva desde o primeiro protótipo construído neste laboratório em 1989.

Algumas variáveis pertinentes ao equipamento, e que possam ter influído nos resultados por nós obtidos, merecem comentários.

O fluido empregado foi a solução aquosa de nitrito de sódio 0,9%, cuja viscosidade é semelhante a da água <sup>31</sup> ou da solução salina isotônica <sup>60,104,194</sup> utilizadas por outros autores. Embora alguns pesquisadores utilizem a solução aquosa de glicerol 30-40% <sup>1,79,112,122</sup> ou solução de Polyol Pluracol V-10 <sup>32,69,163</sup> para reproduzir a viscosidade sanguínea, WRIGHT <sup>199</sup>, HWANG et al. <sup>82</sup> e YOGANATHAN et al. <sup>201</sup> demonstraram claramente que esta tem mínima influência nos gradientes transprostéticos. A viscosidade do fluido teria influência significativa no refluxo de vazamento das próteses, parâmetro que não avaliamos. As normas da International Organization for Standardization (ISO) <sup>94</sup> recomendam o uso de solução salina, sangue ou equivalente, desde que especificados a densidade, viscosidade e temperatura.

É importante lembrar que o glicerol modifica as propriedades físicas das cúspides das prótese biológicas, só devendo ser utilizado para testar próteses mecânicas <sup>35</sup>.

O fluxo sanguíneo transprostético gera turbilhonamento e formação de vórtices, os quais estão na dependência não só do tipo da prótese, como também das

dimensões e geometria das cavidades cardíacas. Esses padrões alterados de fluxo, por sua vez, influenciam o funcionamento da prótese e nos gradientes gerados<sup>82,201</sup>. A ISO<sup>94</sup> recomenda que as partes mais relevantes do formato e dimensão das câmaras cardíacas e da circulação periférica sejam simulados o mais próximo possível.

A reprodução artificial dessa anatomia tem sido feita por diversos autores pela construção de ventrículos de silicone<sup>1,79,104,163</sup> ou poliuretano<sup>189</sup> a partir de moldes humanos, aortas com os seus respectivos seios de Valsalva<sup>1,163,199</sup> e com sua curvatura normal<sup>79,199</sup>.

Em nosso duplicador, tanto o ventrículo como a aorta são tubulações cilíndricas, sem semelhança com a anatomia humana. Sistemas de duplicador de pulso cujas cavidades se assemelham às do nosso, são utilizados por GABBAY et al.<sup>69</sup>, BUTTERFIELD et al.<sup>30</sup> e CHANDRAN<sup>35</sup>.

O ventrículo do nosso equipamento é basicamente rígido, tendo porém um sistema que lhe confere certa complacência. FRATER<sup>60</sup> refere que a maior variabilidade entre os duplicadores se encontra no projeto da cavidade ventricular, mas que ensaios realizados por Gabbay não acusaram diferenças de resultados quando se comparou ventrículos rígidos e flexíveis. O mesmo autor refere que a natureza obstrutiva das próteses independe da flexibilidade do ventrículo, enfatizando que os ensaios devem ser feitos de forma comparativa.

A aorta por sua vez, foi modificada especificamente para este estudo, permitindo a interposição de preparados de via de saída do ventrículo, raiz aórtica e início da aorta com elasticidade apropriada, para analisar o comportamento dinâmico das próteses aórticas sem suporte. A necessidade de se testar próteses sem suporte com aortas elásticas é óbvia, e está indicado nas novas diretrizes do FDA<sup>100,184</sup>. É importante referir que HWANG et al.<sup>82</sup> obtiveram gradientes transprotéticos significativamente diferentes com aortas flexíveis, quando comparados a aortas rígidas.

Para simular a elasticidade da raiz aórtica, montamos as próteses dentro de um tubo cilíndrico de pericárdio bovino conservado em solução de glutaraldeído. Por suas características físicas de complacência, esses tubos se dilatam muito quando submetidos às pressões fisiológicas da aorta. Por isso, foi realizado um segundo revestimento externo com um tubo corrugado de pericárdio bovino, relativamente inelástico, e com diâmetro 15 a 20 % superior ao primeiro, limitando, dessa forma, a expansibilidade da raiz aórtica para níveis mais próximos aos fisiológicos.

Recentemente, YOGANATHAN et al. <sup>202</sup>, com o intuito de testar próteses porcinas sem suporte, construíram raízes aórticas utilizando silicone, cujas características de complacência se aproximaram das encontradas na raiz aórtica natural.

Em nosso duplicador, a resistência periférica ( $R_p$ ) foi simulada pela interposição, em série, de um oxigenador de membranas Terumo-Capiox e registros de estrangulamento, e a complacência arterial ( $R_c$ ) pela interposição em paralelo de um reservatório de ar ("Windkessel"). Esse mesmo procedimento, com pequenas variações, é adotado por diversos autores <sup>1,69,108,155,189</sup>.

Para a realização dos ensaios, mantivemos a regulação da  $R_p$  e  $R_c$  constantes, independentes das outras condições. Conseqüentemente, os valores da pressão arterial foram diretamente proporcionais ao débito cardíaco. Apesar de alguns investigadores <sup>1,30,104,189,191</sup> manterem a pressão arterial média entre 90-100 mmHg independente das outras condições de teste, isso não foi aqui realizado por questões de conveniência prática devido ao grande número de ensaios realizados e por não termos acionamento computadorizado.

O sistema gerador de fluxo do duplicador utilizado permite, até certo ponto, estabelecer relação temporal sístole / diástole de forma fisiológica, dependente da frequência cardíaca, de acordo com as normas da ISO 5840 <sup>94</sup>. A análise das planilhas de ensaio das próteses demonstra que, para frequências em torno de 80 bpm, o tempo de sístole representou aproximadamente 35 % do

tempo total do ciclo, enquanto nas frequências mais elevadas essa relação foi de 50 %. Embora alguns pesquisadores utilizem uma forma senoidal (relação 1:1) na curva de geração de fluxo <sup>69,199</sup>, ABDALLAH et al. <sup>1</sup> demonstraram que a utilização de curvas fisiológicas está associado a menores gradientes médios de pressão.

As medições de pressão e fluxo foram realizadas, com transdutores de pressão Motorola e fluxômetro eletromagnético Statham, conectados a um osciloscópio Tektronix. A posição relativa desses transdutores em relação as próteses podem modificar significativamente os resultados obtidos <sup>201</sup>.

As medidas no gráfico, referentes aos dados de pressão e fluxo foram realizadas manualmente, o que certamente predispõe a eventuais erros humanos de medida. Infelizmente ainda não nos foi possível obter equipamentos mais sofisticados, totalmente computadorizados, tanto na obtenção como no processamento de dados, conforme preconizado por KNOTT et al. <sup>104</sup>. Entretanto, como referiram SCOTTEN et al. <sup>155</sup>, pela necessidade de sofisticado equipamento de monitorização, a construção de um duplicador de pulso "ideal" é muito onerosa, sendo o resultado final um balanço entre o desejado e o que é possível com recursos disponíveis.

A ISO 5840 <sup>94</sup> e FDA <sup>100,184</sup> recomendam a realização dos ensaios com débitos cardíacos equivalentes a 2 a 7 l/min. Os gradientes devem ser determinados em pelo menos 4 condições diferentes de fluxo, com frequência cardíaca fixa de 70 bpm e com a sístole representando aproximadamente 35% do ciclo cardíaco. Já os volumes de refluxo devem ser reportados em função de diferentes frequências cardíacas entre 45-120 bpm.

Por estarmos um pouco restringidos por algumas limitações no nosso duplicador de pulso, realizamos ensaios com volumes sistólicos de 45, 65 e 75 ml e frequências de 80, 100 e 120 bpm, o que corresponde a débitos cardíacos entre 3 a 9 l/min, aproximando-se bastante das recomendações acima mencionadas. Débitos cardíacos semelhantes foram empregados por REUL et al. <sup>139</sup> e BUTTERFIELD et al. <sup>30</sup>.

A necessidade de se realizar testes sob as mais variadas condições, simulando diversas situações clínicas tem sido enfatizada por vários autores <sup>30,60,69,79,104,191</sup>. WALKER et al. <sup>191</sup> e GABBAY et al. <sup>69</sup> referiram que a natureza obstrutiva das próteses fica bastante evidente em condições de alto fluxo. Já BODNAR et al. <sup>15</sup> chamam a atenção para a necessidade de se caracterizar o desempenho das próteses em condições de baixo débito cardíaco, situação na qual algumas próteses apresentam sérias limitações.

Em nosso estudo, valores próximos aos fisiológicos para volume sistólico, débito cardíaco e pressão arterial de um adulto em repouso foram obtidos nas condições intermediárias de ensaio, sendo as condições extremas equivalentes a situação de baixo débito cardíaco conseqüente a hipovolemia ou alto débito cardíaco decorrente de exercício físico.

O objetivo deste estudo é o de se caracterizar o desempenho hidrodinâmico "in vitro" das PBSS e PSS. As PBCS, já foram extensamente estudadas "in vitro" por diferentes pesquisadores <sup>63,65,66,69,145,189,191,203</sup>. Como os resultados obtidos adquirem maior significado quando de caráter comparativo, a inclusão dessas últimas justifica-se como um grupo controle, referencial, a partir do qual eventuais comparações com resultados de outros, ficará mais fundamentada.

A escolha de próteses com pequeno diâmetro deve-se ao fato de ser justamente nesses tamanhos, que se tornam mais evidentes e, eventualmente críticos, o desempenho hidrodinâmico inadequado de muitas próteses.

A demonstração gráfica de curvas de correlação  $\Delta p$ /Fluxo em próteses valvares cardíacas é metodologia comum nos estudos "in vitro" com duplicadores de pulso, diferindo, entretanto, nas unidades de medição escolhidas para a apresentação de resultados. Assim, REUL et al. <sup>139</sup>, KNOTT et al. <sup>104</sup> e GABBAY et al. <sup>69</sup> correlacionaram o gradiente sistólico médio / débito cardíaco, FISHER et al. <sup>56</sup>, ABDALLAH & HWANG <sup>1</sup> e WALKER et al. <sup>189</sup> fizeram a correlação de gradiente sistólico médio / fluxo RMS. Já WRIGHT <sup>199</sup> e ROSEN et al. <sup>145</sup> utilizaram gradiente sistólico médio / fluxo sistólico médio.

Conforme observado nas Tabelas 2 e 3, os gradientes para a condição de repouso foram satisfatórios para as 3 próteses estudadas, em todos os diâmetros. Entretanto, em condições de exercício, as PBCS e PSS em diâmetros 19 e 21 mm se apresentaram moderadamente estenóticas, e as PBSS no diâmetro 19 mm se mostraram leve a moderadamente estenóticas.

Comparativamente, as PBSS sempre tiveram gradientes menores que as PSS e PBCS para qualquer valor do débito cardíaco.

Próteses biológicas, por apresentarem cúspides elásticas, podem, teoricamente, aumentar sua área em resposta ao fluxo-sanguíneo.

O cálculo das AEF demonstrou que esse parâmetro tende ser constante e independente das condições de fluxo para as PBCS. GABBAY et al.<sup>70</sup> estudando próteses porcinas e de pericárdio bovino com suporte, obtiveram AEF relativamente maiores com o aumento progressivo do débito cardíaco. Entretanto, conforme relatado pelos próprios autores, essa tendência pode ter sido apenas um artefato de metodologia, visto que essas mesmas áreas, quando planimetradas, não aumentaram em resposta a débitos cardíacos maiores. Esse mesmo fenômeno foi observado pelos autores, com próteses mecânicas, onde um aumento de área é fisicamente impossível.

A observação detalhada das curvas de AEF obtidas por GABBAY et al.<sup>70</sup>, demonstra que o aumento das áreas ocorreu fundamentalmente na faixa de fluxo de pico entre 10 - 20 l/min, estabilizando-se a partir de então. COSTA<sup>40</sup>, analisando próteses de pericárdio bovino em sistema de fluxo contínuo, também observou aumento progressivo das AEF em resposta a fluxos maiores, mas, da mesma forma, esses aumentos ocorreram essencialmente entre 0 e 20 l/min.

No presente estudo, os fluxos de pico situaram-se tipicamente entre 15 a 35 l/min, condição na qual as cúspides das próteses já se encontravam amplamente abertas, conforme pode ser visualmente constatado.

Já para as PSS e PBSS, encontramos um aumento progressivo e linear das suas AEF em resposta a incrementos no débito cardíaco, conforme bem ilustrado

nas Figuras 13 a 15. Esse fenômeno pode ser facilmente explicado para as próteses sem suporte, como secundário a dilatação da raiz aórtica decorrente do aumento do fluxo e pressão aórtica.

O aumento das AEF em resposta ao fluxo foi mais acentuado nas PBSS, provavelmente pela menor expansibilidade da raiz aórtica porcina decorrente de sua fixação em GDA. YOGANATHAN et al. <sup>202</sup>, testando próteses porcinas sem suporte do tipo Medtronic Free Style, demonstraram que a maior limitante de complacência em seus estudos foram as raízes aórticas porcinas em relação a aorta de silicone.

As AEF referidas por diversos autores para diferentes tipos de próteses em seus diâmetros 19, 21 e 23 mm, encontram-se relacionados nas Tabelas 12, 13 e 14, respectivamente.

Como pode ser observado, as AEF obtidas através de cateterismo cardíaco, tenderam a ser um pouco menores do que as obtidas in vitro ou através de Doppler ecocardiografia. Isso se deve, em parte, ao fato das AEF calculadas por esse método o serem pela relação  $\Delta p$  médio/débito cardíaco (fluxo médio). Conforme relatado por GABBAY et al. <sup>69</sup>, AEF calculadas pela relação  $\Delta p$  pico/fluxo pico,  $\Delta p$  médio/fluxo RMS ou  $\Delta p$  gerado/fluxo contínuo resultam virtualmente em valores idênticos, enquanto AEF obtidas pela relação  $\Delta p$  médio/fluxo médio ou débito cardíaco fornecem valores em torno de 10% menores. Essa tendência foi plenamente confirmada nesse estudo, conforme comparação das Tabelas 4 e 5.

Os valores aqui encontrados para as PBCS são bastante semelhantes aos descritos por outros investigadores para outros tipos de próteses de pericárdio bovino, reforçando, dessa maneira, a validade dos resultados obtidos, conforme se verifica nas Tabelas 12, 13 e 14.

A análise dessas tabelas revela que as AEF das próteses de pericárdio bovino se aproximaram bastante daquelas encontradas nas próteses mecânicas. Já as próteses porcinas montadas em anel de suporte apresentaram AEF consistentemente menores, demonstrando caráter bastante estenótico nos



**Tabela 12.** Áreas efetivas de fluxo para próteses com diâmetro 19 mm

Autor	Prótese	Método	AEF
Gabbay (69)	Ionescu-Shiley Standard	Duplicador de Pulso	1.29
Tandon (166)	Ionescu-Shiley Standard	Cateterismo Cardíaco	1.40
Revuelta (141)	Ionescu-Shiley Standard	Cateterismo Cardíaco	1.34
Garcia-Bengochea (72)	Labcor-Santiago Pericardial	Doppler	1.05
Gonzalez-Juanetrey (75)	BioHo Pericardial	Doppler	0.80
Gabbay (69)	Hancock 242	Duplicador de Pulso	0.92
Wright (199)	Hancock 242	Duplicador de Pulso	0.75
Wright (199)	Hancock 250	Duplicador de Pulso	0.93
Rossiter (148)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	0.90
Jones (101)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	0.98
Khan (103)	Hancock 250	Cateterismo Cardíaco	0.85
Foster (59)	Hancock (242)	Cateterismo Cardíaco	1.11
Gabbay (70)	Carpentier Edwards 2625	Duplicador de Pulso	0.94
Wright (199)	Carpentier Edwards 2625	Duplicador de Pulso	0.91
Khan (103)	Carpentier Edwards	Cateterismo Cardíaco	0.77
Foster (59)	Bjork-Shiley	Cateterismo Cardíaco	0.98
Gray (77)	St. Jude	Cateterismo Cardíaco	1.58
Whortam (197)	St. Jude	Cateterismo Cardíaco	1.20
Barner (5)	St. Jude	Doppler	1.38
Butterfield (30)	Carbomedics	Duplicador de Pulso	1.11
Paulis (125)	Carbomedics	Doppler	1.02
Yoganathan (202)	Medtronic Free Style	Duplicador de Pulso	1.84
Costa	PBCS	Duplicador de Pulso	1.30
Costa	PSS	Duplicador de Pulso	1.46
Costa	PBSS	Duplicador de Pulso	1.76

Tabela 13. Áreas efetivas de fluxo para próteses com diâmetro 21 mm

Autor	Prótese	Método	AEF
Wright (199)	Ionescu-Shiley	Duplicador de Pulso	1.36
Martin (113)	Ionescu-Shiley	Duplicador de Pulso	1.42
Gabbay (65)	Ionescu-Shiley Standard	Duplicador de Pulso	1.20
Gabbay (65)	Ionescu Shiley Low-Profile	Duplicador de Pulso	1.30
Revuelta (141)	Ionescu-Shiley Standard	Cateterismo Cardíaco	1.49
Gabbay (65)	Edwards Pericardial	Duplicador de Pulso	1.50
Cosgrove (39)	Edwards Pericardial	Intra-operatório	1.30
Gabbay (65)	Hancock Pericardial	Duplicador de Pulso	1.84
Garcia-Bengochea (72)	Labcor Santiago Pericardial	Doppler	1.20
Gonzalez-Juaneteney (75)	BioHo Pericardial	Doppler	1.10
Wright (199)	Hancock 242	Duplicador de Pulso	0.99
Wright (199)	Hancock 250	Duplicador de Pulso	1.23
Rossiter (148)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	1.10
Rossiter (148)	Hancock 250	Cateterismo Cardíaco	1.40
Jones (101)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	1.03
David (46)	Hancock 250	Cateterismo Cardíaco	1.11
Khan (103)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	1.11
Wright (199)	Carpentier Edwards	Duplicador de Pulso	1.05
Gabbay (65)	Carpentier-Edwards 2625	Duplicador de Pulso	1.16
Khan (103)	Carpentier Edwards	Cateterismo Cardíaco	1.89
David (45)	Toronto SPV	Doppler	1.63
Jaffe (95)	Homoenxerto	Doppler	2.20
Barner (5)	St. Jude	Doppler	2.10
Jaffe (95)	St. Jude	Doppler	1.40
Gray (77)	St. Jude	Cateterismo Cardíaco	2.42
Wortham (197)	St. Jude	Cateterismo Cardíaco	1.40
Paulis (125)	Carbomedics	Doppler	1.38
Butterfield (30)	Carbomedics	Duplicador de Pulso	1.64
Jaffe (95)	Medtronic-Intact	Doppler	1.10
Heileger (79)	Duromedics	Duplicador de Pulso	1.50
Heileger (79)	Bjork Shiley	Duplicador de Pulso	1.13
Yoganathan (202)	Medtronic Free Style	Duplicador de Pulso	2.17
Costa	PBCS	Duplicador de Pulso	1.62
Costa	PSS	Duplicador de Pulso	1.59
Costa	PBSS	Duplicador de Pulso	2.11

Tabela 14. Áreas efetivas de fluxo para próteses com diâmetro 23 mm

Autor	Prótese	Método	AEF
Wright (199)	Ionescu-Shiley	Duplicador de Pulso	1.63
Tandon (166)	Ionescu-Shiley	Cateterismo Cardíaco	2.1
Cosgrove (39)	Edwards Pericardial	Intra-operatório	2
Garcia Bengochea (72)	Labcor Santiago Pericardial	Doppler	1.4
Gonzalez-Juanetney (75)	BioHo Pericardial	Doppler	1.3
Wright (199)	Hancock 242	Duplicador de Pulso	1.13
Wright (199)	Hancock 250	Duplicador de Pulso	1.35
Martin (113)	Hancock 250	Duplicador de Pulso	1.55
Martin (113)	Hancock 242	Duplicador de Pulso	1.34
Rossiter (148)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	1.5
Jones (101)	Hancock 242	Cateterismo Cardíaco	1.29
David (45)	Hancock 250	Doppler	1.35
Khan (103)	Hancock 250	Cateterismo Cardíaco	1.59
Martin (113)	Carpentier Edwards 2625	Cateterismo Cardíaco	1.34
Khan (103)	Carpentier Edwards 2625	Cateterismo Cardíaco	1.14
Gray (77)	Carpentier Edwards	Cateterismo Cardíaco	1.69
Cosgrove (39)	Carpentier Edwards Supra-Anular	Intra-operatório	1.4
Wright (199)	Angeld-Shiley	Duplicador de Pulso	1.03
Rizzo (143)	Toronto SPV	Doppler	1.5
David (45)	Toronto SPV	Doppler	1.71
Gray (77)	Bjork-Shiley	Cateterismo Cardíaco	2.07
Butterfield (30)	Carbomedics	Duplicador de Pulso	2.04
Heileger (79)	Duromedics	Duplicador de Pulso	1.71
Heileger (79)	Bjork-Shiley	Duplicador de Pulso	1.31
Yoganathan (202)	Medtronic Free Style	Duplicador de Pulso	2.69
Costa	PBCS	Duplicador de Pulso	1.91
Costa	PSS	Duplicador de Pulso	1.93
Costa	PBSS	Duplicador de Pulso	2.35

diâmetros estudados. Isso se deve, fundamentalmente, ao fato das próteses porcinas serem montadas dentro do orifício interno do anel de suporte, e, em consequência, perderem muito da sua área disponível para o fluxo. As próteses de pericárdio bovino, por sua vez, geralmente são montadas externamente ao anel de suporte, apresentando, portanto, áreas maiores disponíveis para o fluxo <sup>69,199</sup>.

Tentativas de aumentar as AEF das próteses porcinas, como por exemplo, pela substituição da cúspide coronariana direita muscular por outra não coronariana (próteses assim chamadas de orifício modificado) ou com projeto supra-anular conforme proposto por CARPENTIER et al. <sup>32</sup>, resultaram em aumentos modestos de suas AEF <sup>39,45</sup>.

A utilização de próteses porcinas sem anéis de suporte, por sua vez, resultou em acentuada melhora de suas características hidrodinâmicas <sup>45,143</sup>. Os resultados aqui obtidos, demonstraram para próteses com 19 e 21 mm em diâmetro, áreas valvares de 1,46 e 1,59 cm<sup>2</sup>, equiparáveis ou mesmo superiores às das melhores próteses mecânicas atuais, podendo ser empregadas mesmo nesses pequenos diâmetros na maioria das situações clínicas. Resultados similares foram recentemente publicados por YOGANATHAN et al. <sup>202</sup> para as próteses porcinas sem suporte modelo Medtronic Free Style, onde obtiveram AEF de 1,84 e 2,17 cm<sup>2</sup> para próteses 19 e 21 mm.

A utilização de próteses de pericárdio bovino com anel de suporte, em diâmetro pequenos demonstrou desempenho hidrodinâmico satisfatório quando utilizados em pacientes. Contudo, a utilização de próteses de pericárdio bovino sem suporte, resultaria em desempenho ainda superior, conforme relatado por BATISTA et al. <sup>11</sup> e CASABONA et al. <sup>34</sup>. As AEF aqui obtidas com as PBSS foram excelentes. Mesmo no diâmetro 19 mm elas proporcionaram AEF de 1,76 cm<sup>2</sup>, desempenho eventualmente só obtido através do emprego de homoenxertos<sup>95,220</sup>.

A análise comparativa das AEF aqui obtidas nos permite afirmar que a eliminação do anel de suporte em próteses de pericárdio bovino resultou em

aumento significativo das suas AEF. Uma PBSS 19 mm correspondeu, aproximadamente, a uma PBCS 23 mm. Esta afirmativa também é verdadeira para as próteses porcinas. Por não termos grupo controle de próteses porcinas com suporte, não pudemos concluir qual a magnitude dessa melhoria. YOGANATHAN et al.<sup>202</sup> reportaram que uma prótese porcina sem suporte 23 mm teve equivalência a próteses porcinas com suporte 31 mm.

A fórmula de Gorlin & Gorlin conforme originalmente publicada<sup>76</sup>, propunha-se a determinar uma área desconhecida assumindo um valor ( $Cd = 0,7$ ) teoricamente correto para o  $Cd$ . Conforme apontado por GABBAY et al.<sup>69</sup>, no caso das próteses valvares, o seu orifício interno é conhecido, sendo que o  $Cd$  varia para cada tipo de prótese dependendo do formato de seu orifício e do seu oclisor. Se todas as próteses tivessem o mesmo  $Cd$ , não seria necessário realizar estudos in vitro.

A utilização de  $Cd$  teóricos, pré-determinados, pode resultar em AEF maiores que a própria área interna da prótese, o que logicamente é impossível<sup>69</sup>.

Em nossa metodologia, após o cálculo das AEF, obtivemos o  $Cd$  pela relação  $AEF/A_{int}$  da prótese, conforme proposto por GABBAY et al.<sup>69</sup>.

Os  $Cd$  aqui calculados para as PBCS, variaram entre 0.67 a 0.74, confirmando resultados por nós obtidos anteriormente, em sistema de fluxo contínuo, e de acordo com os trabalhos de GABBAY et al.<sup>69,70</sup>, que encontraram  $Cd$  de 0.67 para próteses de Ionescu-Shiley 19 mm.

Não ficou muito claro porque os  $Cd$  das PBCS foram superiores aos das PBSS. Como os preparados de via de saída do ventrículo e raiz aórtica, de nosso estudo, foram fixados em tubos com diâmetro externo similar aos diâmetros nominais das próteses, os seus diâmetros internos eram aproximadamente 2 mm menores. A área interna desses tubos, portanto, era aproximadamente a mesma do que as áreas internas das PBSS. Sendo os tubos fixadores relativamente longos em relação as próteses, podem ter influído com pequenas perdas adicionais de carga, o que eventualmente possa ter diminuído os seus  $Cd$  e AEF.

Os Cd das PSS foram inferiores aos das PBCS em todos os diâmetros e aos das PBSS nos diâmetros 21 e 23 mm. Valores de 0,58 a 0,68 para as PSS também estão de acordo com os achados de GABBAY et al.<sup>69,70</sup> para próteses porcinas.

Uma das características fundamentais no projeto de uma prótese valvar é a relação da sua AEF para a sua área externa, que é o índice de desempenho (ID). Obstruções ao fluxo sanguíneo impostas pela presença do anel de suporte nas próteses valvares, pioram essa relação. Assim, numa prótese biológica com anel de suporte, toda vantagem obtida por cúspides bem desenhadas e eficientes pode se perder se o anel for volumoso e ocupar muito espaço. O resultado com as próteses aqui testadas demonstra essa afirmativa. Apesar das PBCS apresentarem Cd melhores que as PSS, essa vantagem foi perdida pela presença do anel, visto que seus ID foram similares nos diâmetros 21 e 23 mm, e, no diâmetro 19 mm, as PSS foram até superiores.

A eliminação do anel de suporte nas PBSS resultaram em ID de 0.56 a 0.62, o que foi significativamente superior aos das PBCS. Esses índices foram melhores do que aqueles reportados, na literatura, para outros tipos de próteses de pericárdio bovino<sup>69,70,79,203</sup>.

O IE de uma prótese nada mais é do que seu ID levando em consideração o seu refluxo de fechamento<sup>63,71</sup>. Segundo WALKER et al.<sup>189</sup>, o IE combina dois parâmetros cujas unidades de medida são diferentes, sendo assim uma medida arbitrária da função global de uma prótese.

Por terem apresentado refluxos de fechamento maiores que as demais, os IE das PBSS apresentaram perdas maiores (0,6) do que as PBCS (0,36) e PSS (0,3) em relação aos seus próprios ID. Mesmo assim, os IE das PBSS foram significativamente melhores que os IE das outras duas próteses. A comparação dos IE das PSS e PBCS demonstrou equivalência entre elas nos diâmetros 21 e 23 mm, mas no diâmetro 19 mm as PSS foram superiores.

Com relação ao volume de refluxo de fechamento, notamos que se manteve constante, independente das condições de ensaio, para os três tipos de

biopróteses aqui estudadas. Esse volume de refluxo é obrigatório, e inerente ao projeto dessas biopróteses <sup>60,69,104,189,191</sup>, sendo geralmente pequeno e sem grande significado clínico. Conforme relatado por FRATER <sup>60</sup>, quanto maior for a abertura das cúspides de uma bioprótese, maior será o seu refluxo de fechamento, pois a maior amplitude de movimentação das cúspides, desloca mais líquido no sentido retrógrado durante o fechamento.

Sendo o volume de refluxo fixo, o percentual de refluxo será proporcionalmente maior quando o volume sistólico de ejeção diminui. Isso ficou bem demonstrado nas planilhas individuais de cada prótese aqui testada. Por esse motivo, BODNAR <sup>15</sup> referiu ser extremamente importante testar próteses valvares cardíacas em situação de baixo débito cardíaco. Segundo esses autores, próteses com grandes refluxos desempenham mal nessas condições, o que foi confirmado por DELSPERGER et al. <sup>50</sup>.

Da mesma foma, em condições de taquicardia, o refluxo de fechamento das próteses pode assumir importância clínica, pois, para um mesmo valor do débito cardíaco, quando houver taquicardia, o volume sistólico é menor e conseqüentemente o volume de refluxo total será maior <sup>50,104,191</sup>.

Os volumes percentuais de refluxo das PBSS foram maiores em relação aos dos outros dois tipos de prótese. Isso refletiu-se nos IE e perdas de energia por refluxo.

Convém lembrar que em nosso modelo, não haviam seios de Valsalva na raiz aórtica quando testamos as PBSS. Já as PSS tiveram os seus próprios seios de Valsalva incluídos na preparação. Conforme abordado anteriormente, a presença dos seios de Valsalva tem grande influência no refluxo das valvas aórticas naturais <sup>130,135</sup>. Eventualmente, a sua omissão nos ensaios com as PBSS, possa ter aumentado o refluxo de fechamento das mesmas.

Mais recentemente, alguns pesquisadores avaliaram o desempenho hidrodinâmico das próteses valvares através do cálculo de perdas de energia <sup>56,104,139,189,191</sup>. Estas permitem combinar as perdas geradas pelos gradientes e

refluxos transprotéticos em uma medida hidrodinâmica única, e representam a carga adicional imposta ao ventrículo decorrente das características de uma prótese específica <sup>104</sup>. Entretanto, FRATER <sup>60</sup> refere que essa metodologia não é de uso corrente entre os médicos, e não pode ser realizada rotineiramente em laboratórios de cateterismo cardíaco.

Pela falta de um sistema computadorizado de aquisição e processamento de dados, analisamos as perdas percentuais de energia por seus valores medianos, visto que a utilização de valores médios estava associado a desvios-padrão muitos grandes. Em consequência, a análise estatística comparativa foi realizada através do teste de Mann-Whitney, por ser tratar de amostras independentes. Reconhecemos, entretanto, que essa análise deveria ser feita para cada condição específica de ensaio, separadamente.

As perdas de energia sistólica refletiram, basicamente, os resultados obtidos pelas curvas de correlação  $\Delta p$ /débito cardíaco e / ou AEF. Assim, quando computadas as perdas percentuais de energia sistólica, as PBSS ofereceram sobrecargas adicionais significativamente menores que as demais próteses. Quando assim analisadas, as PSS tiveram desempenho superior as PBCS, porém sem significância estatística no diâmetro 21 mm.

Quando analisamos as perdas de energia por refluxo de fechamento, as PSS tiveram perdas significativamente menores que os outros dois tipos de próteses. Já as PBSS, tiveram sempre as maiores perdas por refluxo. A relação antagônica entre  $\% \Delta E_r$  e  $\% \Delta E_s$  foi demonstrada por KNOTT <sup>104</sup>. As eventuais influências do tipo da raiz aórtica aqui utilizada, nas  $\% \Delta E_r$ , já foram comentadas.

Quando computadas as perdas totais de energia, as PBSS e PSS tiveram desempenho hidrodinâmico semelhantes, as quais foram superiores às das PBCS. Resultados semelhantes para perdas totais de energia foram obtidos por WALKER et al. <sup>189</sup> que mostraram que as próteses porcinas com suporte, apesar de perderem mais energia sistólica que as próteses de pericárdio bovino com suporte por



apresentarem  $\Delta p$  maiores, tiveram desempenho global semelhante pois os seus refluxos foram menores.

A análise do mecanismo de abertura e fechamento de valvas aórticas naturais e de próteses biológicas sem anel de suporte, deve ser feita com cautela, quando realizada em duplicador de pulso.

PADULA et al.<sup>123</sup> demonstraram que a raiz aórtica assume comportamento passivo quando estudadas em duplicadores de pulso, diferente do observado "in vivo", com auxílio de angioscópios.

A observação detalhada da abertura e fechamento de valvas aórticas naturais ou de próteses biológicas requer, idealmente, técnicas especiais de filmagem devido à velocidade desses eventos<sup>22,80,114,161,172,174</sup>.

As próteses estudadas, apresentaram ampla abertura de suas cúspides, com orifícios circulares ao nível de suas margens livres. Quando analisadas quadro a quadro, observou-se que as PSS tiveram melhor sincronismo na abertura de suas cúspides, enquanto que as PBSS e PBCS apresentaram, ocasionalmente, abertura seqüencial das mesmas. Essas diferenças são, provavelmente, inerentes aos seus projetos.

No caso das PBCS e PBSS, pequenas diferenças nas características físicas de suas cúspides podem ocasionar o mecanismo seqüencial de abertura e fechamento, enfatizando a necessidade de rigorosos controles de qualidade na manufatura dessas biopróteses.

Em algumas PSS, observamos que a cúspide coronariana direita não abriu totalmente com fluxos menores, o que realça a necessidade de adequada seleção das próteses.

Por estarem suturadas diretamente na raiz aórtica, e terem ampla abertura, as próteses sem suporte provavelmente apresentam menor estase sanguínea entre as suas cúspides e a parede aórtica, evitando a tendência de formação de trombos e deposição de material fibrótico e cálcio, conforme referido por

YOGANATHAN et al. <sup>203</sup> e CARPENTIER et al. <sup>32</sup>. Esse fato pode implicar em maior durabilidade, conforme referido por DAVID <sup>42</sup>.

A eliminação do anel de suporte nas PBSS elimina a possibilidade de abrasão do tecido biológico por contacto direto com o anel. A flexibilidade da raiz aórtica deve diminuir as tensões em suas cúspides. Esses dois aspectos podem aumentar a durabilidade das PBSS em comparação às PBCS.

Nas PSS, a ausência do anel de suporte permitiu abertura mais fisiológica de suas cúspides e, em nosso estudo, eliminou as dobraduras descritas nas próteses com anel de suporte <sup>69,203</sup>. A flexibilidade da raiz aórtica deve, da mesma forma que para as PBSS, diminuir as tensões em suas cúspides. Portanto, as PSS também apresentam maior potencial de durabilidade quando comparadas as próteses porcinas convencionais.

O desempenho de uma prótese valvar deve ser avaliado considerando muitos aspectos, e levado em conta fatores tais como suas características hidrodinâmicas, durabilidade, reações imunológicas, disponibilidade e dificuldade na técnica de inserção.

Nosso estudo refere-se à avaliação de parâmetros hidrodinâmicos "in vitro" e devem ser interpretados dentro de suas limitações metodológicas, e considerados como um esforço para contribuir, dentro do amplo contexto do julgamento de valor das próteses biológicas aórticas.

## **6. CONCLUSÕES**

## 6. CONCLUSÕES

- 1) O duplicador de pulso desenvolvido, permitiu a análise comparativa do desempenho de biopróteses, sendo os resultados encontrados compatíveis aos da literatura.
- 2) As próteses de pericárdio bovino sem suporte apresentaram desempenho hidrodinâmico superior ao das próteses porcinas sem suporte e das próteses de pericárdio bovino com suporte, quanto às áreas efetivas de fluxo, índice de desempenho, índice de eficiência e perdas percentuais de energia sistólica.
- 3) As próteses de pericárdio bovino com suporte e sem suporte apresentaram coeficientes de descarga melhores que as próteses porcinas sem suporte.
- 4) As próteses porcinas sem suporte apresentaram os menores índices de refluxo, sendo as mais eficientes quanto às perdas percentuais de energia por refluxo de fechamento.
- 5) Analisadas segundo as perdas percentuais totais de energia, as próteses de pericárdio bovino sem suporte e porcina sem suporte tiveram desempenho semelhantes.
- 6) As áreas efetivas de fluxo de próteses sem suporte aumentaram em resposta a incrementos do débito cardíaco.
- 7) A ausência de anéis de suporte em próteses de pericárdio bovino e porcinas melhorou o seu desempenho hidrodinâmico de forma significativa.

8) Próteses porcinas e de pericárdio bovino sem suporte apresentaram características que podem, teoricamente, aumentar sua durabilidade.

## 7. ANEXO 1

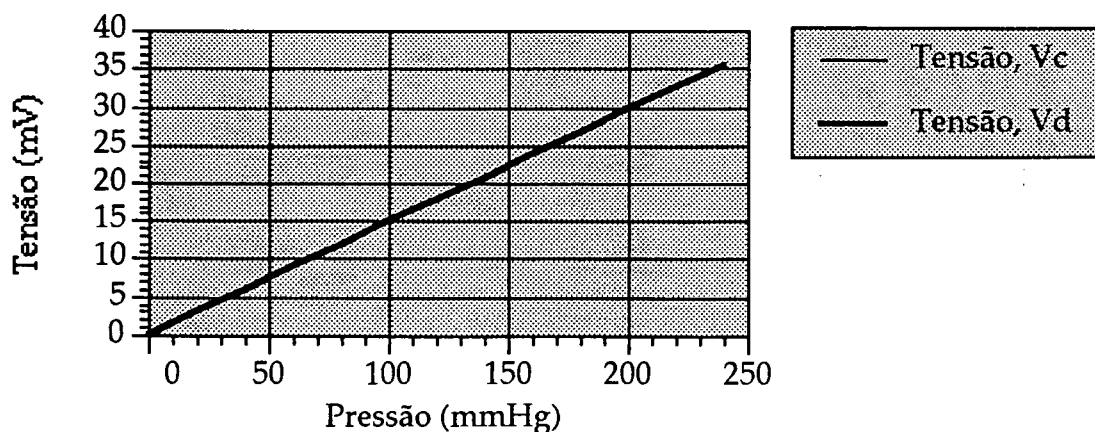
## Aferição do Transdutor de Pressão

1. Padrão de Aferição: Esfigmo-manômetro Tycos, coluna de mercúrio.  
Escala de 0 a 260 mmHg, divisão mínima de 1 mmHg.
2. Equipamento em Aferição: Transdutor de pressão Motorola MPX 50 D I.  
Tensão de Alimentação - 3 V.
3. Escala Vertical do Osciloscópio 5 mV/div  
Capacitor de 4,7  $\mu$ F

### Resultado

Pressão no Manômetro (mmHg)	Aplicação de Pressão			
	Pressão Crescente		Pressão Decrescente	
	Tensão, Vc (mV)	Relação, Rc (mmHg/mV)	Tensão, Vd (mV)	Relação, Rd (mmHg/mV)
0	0	-	0	-
20	3.1	6.45	3.1	6.45
40	6.2	6.45	6.1	6.56
60	9.2	6.52	9.1	6.59
80	12.0	6.67	12.0	6.67
100	15.2	6.58	15.1	6.62
120	18.0	6.67	17.9	6.70
140	21.1	6.64	20.9	6.70
160	24.0	6.67	23.8	6.72
180	26.9	6.69	26.8	6.72
200	29.8	6.71	29.8	6.71
220	32.7	6.73	32.6	6.75
240	35.5	6.76	35.5	6.76
x	-	6.63	-	6.66
s	-	0.105	-	0.091
s/x, %	-	1.58	-	1.37

Legenda: Vc, Voltagem crescente. Vd, voltagem decrescente. Rc, Relação crescente. Rd, relação decrescente. mV, milivolt. mmHg, milímetros de mercúrio, x, média. s, desvio padrão e s/x% coeficiente de variação



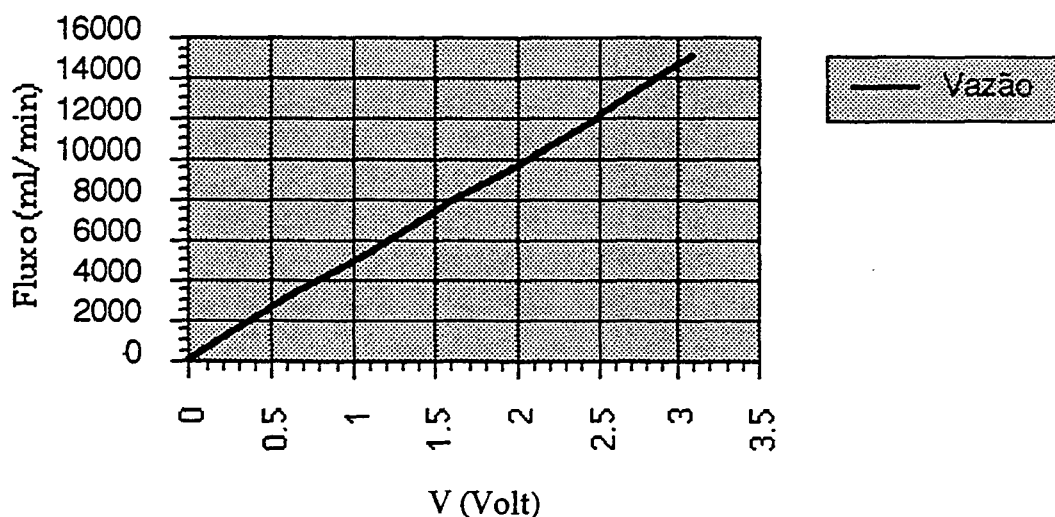
## Aferição do equipamento de medição de vazão para uso em simulador de pulso

1. Padrão de Aferição: - Balde de 20 dm<sup>3</sup>, de plástico
  - Bureta de 1000 cm<sup>3</sup>, divisão mínima de 10 cm<sup>3</sup>
  - Cronômetro eletrônico CASIO CA-502, divisão mínima de 0,01 s
2. Equipamento: - Medidor de vazão tipo MHD(Magneto-Hidro-Dinâmico), marca STATHAM BLOOD FLOWMETER, modelo SP 2201, série 681, calibrador modelo SP7011, série 1089.
  - Transdutor de vazão Statham Blood Flowmeter, com dn=4 mm, instalado no centro de um tubo de aço inoxidável, di= 30 mm.

### Resultado

Escoamento			Osciloscópio			
Grupo	Volume	Tempo	Vazão	Tensão	Constante	Valores Parciais
Data	(W) (cm <sup>3</sup> )	(T) (s)	$Q=60W/T$ (cm <sup>3</sup> /min)	V Volt	$K=Q/V$ cm <sup>3</sup> /min Volt	$\bar{x}$ s s/x, %
I 05/02/94	6111	24,39	15.033,2	3,1	4.849,42	$\bar{x}= 4.801,66$
	5032	25,03	12.062,3	2,5	4.824,93	s= 43,51
	4290	26,93	9.558,1	2,0	4.779,06	s/x= 0,91
	2528	29,01	5.228,5	1,1	4.753,22	
II 26/02/94	8540	34,01	15.066,2	3,1	4.860,05	$\bar{x}= 4.874,70$
	7045	35,16	12.022,2	2,5	4.808,87	s= 75,04
	4145	31,79	7.823,2	1,6	4.889,51	s/x= 1,54%
	2890	32,71	5.301,1	1,1	4.819,21	
	1950	36,03	3.247,3	0,65	4.995,84	

Valores Globais dos grupos I + II:  $\bar{x}= 4842,23$  (cm<sup>3</sup>/min)/Volt  
 $s= 70,76$   
 $s/\bar{x}= 1,46\%$





## Determinação do Coeficiente de Correlação - Kf

Foto	63		64		65		72		73		74		Média
Item	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	
1	6164	–	0617	–	0547	–	0090	–	5397	–	4260	–	–
2	6758	594	1246	629	1112	565	0701	611	6026	629	5008	748	–
3	7356	598	1878	632	1677	565	1314	613	6648	622	5752	744	–
4	7953	597	2512	634	2243	566	1927	613	7276	628	6500	748	–
5	8550	597	3140	628	2805	562	2536	609	7899	623	7243	743	–
6	9147	597	3771	631	3370	565	3142	606	8530	631	7988	745	–
7	9747	600	4403	632	3932	562	3751	609	9153	623	8728	740	–
8	10348	601	5031	628	4494	562	4362	611	9774	621	9473	745	–
9	10946	598	5655	624	5056	562	4976	614	10403	629	10218	745	–
10	11542	596	6287	632	5618	562	5591	615	11031	628	10965	747	–
11	12135	593	6917	630	6182	564	6203	612	11662	631	11714	749	–
x	–	597.1	–	630.000	–	563.500	–	626.500	–	626.500	–	745.400	628.9667
s	–	2.424	–	2.867	–	1.650	–	3.837	–	3.837	–	2.7162	61.9312
s/x%	–	0.406%	–	0.455%	–	0.293%	–	0.443%	–	0.612%	–	0.3644%	10%
Af	5973.664		6302.81		5637.514		6115.727		6267.795		7457.325		6292.4728
Lf	101.5		96.5		87.5		113		99.5		107		99
HFmax	105		114		114.5		92.5		98.5		110.5		105.8333
Kf	0.560513		0.572931		0.562696		0.585097		0.639522		0.630721		0.60057

## Determinação do Coeficiente de Correlação - Kg

Foto	63		64		65		72		73		74		
Item	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Leit.	Dif.	Média
1	3201	—	0060	—	1244	—	0382	—	2316	—	2412	—	—
2	3378	177	0210	150	1430	186	0624	242	2567	251	2662	250	—
3	3553	175	0364	154	1621	191	0865	241	2819	252	2911	249	—
4	3722	169	0515	151	1809	188	1109	244	3073	254	3159	248	—
5	3895	173	0657	142	1995	186	1360	251	3332	259	3412	253	—
6	4070	175	0805	148	2181	186	1599	239	3587	255	3663	251	—
7	4244	174	0955	150	2371	190	1843	244	3836	249	3911	248	—
8	4421	177	1098	143	2558	187	2090	247	4085	249	4158	248	—
9	4585	164	1252	154	2741	183	2336	246	4345	260	4410	252	—
10	4762	177	1405	153	2925	184	2578	242	4602	257	4660	250	—
11	4936	174	1553	148	3112	187	2823	245	4856	254	4906	246	—
x	—	173.500	—	149.300	—	186.800	—	244.100	—	254.000	—	249.500	209.5333
s	—	4.116	—	4.191	—	2.440	—	3.414	—	3.859	—	2.121	45.1945
s/x%	—	2.373%	—	2.807%	—	1.306%	—	1.399%	—	1.519%	—	0.850%	22%
Ag	1735.774		1493.666		1868.833		2442.089		2541.133		2496.113		2096.268
Lg	67.2		61.5		61.4		69		67		62.5		64.7667
HGmax	43		37.5		43		53		56		58.5		48.5
Kg	0.600697		0.64766		0.707838		0.667785		0.677274		0.682698		0.667349

## Fórmulas matemáticas utilizadas no cálculo dos "Parâmetros Considerados".

Nas deduções das fórmulas, foram utilizadas as seguintes escalas:

Eg= Escala geométrica da ampliação dos diagramas obtidos no osciloscópio através de cópia xerox.

Eg= 0,05 div/mm

Evp= Escala vertical de pressão, na tela do osciloscópio.

Evp= 5 mV/div

Evf= Escala vertical de fluxo, na tela do osciloscópio.

Evf= 5 V/div

Eh= Escala horizontal do tempo, na tela do osciloscópio.

Eh= 0,2 s/div

Ep= Fator de transdução de pressão em sinal elétrico.

Ep= 6,65 mmHg/mV.

Ef= Fator de transdução de fluxo em sinal elétrico.

Ef= 4842 (cm<sup>3</sup>/min)/V.

### 1. Determinação da Frequência Cardíaca (F)

L= distância entre picos iguais, medida em mm.

Período (P)

L = mm

$P = L \cdot Eg \cdot Eh = 0,05 \cdot 0,2 \cdot L$

P = s

$F = 60/P = 60 / (0,05 \cdot 0,2 \cdot L) = 6000 / L$

L = mm

F = sístoles / min

### 2. Determinação da PA Sistólica (PA sist)

PA<sub>sist</sub> = H<sub>Amax</sub> . Eg . Evp . Ep

PA<sub>sist</sub> = H<sub>Amax</sub> . 0,05 . 5 . 6,65

PA<sub>sist</sub> = H<sub>Amax</sub> . 1,6625

H<sub>Amax</sub> = mm

PA<sub>sist</sub> = mmHg

## 3. Determinação da PA diastólica (PA diast)

$$PA_{diast} = H_{Amin} \cdot E_g \cdot E_v \cdot E_p$$

$$PA_{diast} = H_{Amin} \cdot 0,05 \cdot 5 \times 6,65$$

$$PA_{diast} = H_{Amin} \cdot 1,6625$$

$$H_{Amin} = \text{mm}$$

$$PA_{diast} = \text{mmHg}$$

## 4. Determinação do fluxo sistólico de pico (Qsp)

$$Q_{sp} = H_{fmax} \cdot E_g \cdot E_f \cdot E_v F$$

$$Q_{sp} = H_{fmax} \cdot 0,05 \cdot 4842 \cdot 5$$

$$Q_{sp} = 1211 \cdot H_{fmax}$$

$$H_{fmax} = \text{mm}$$

$$Q_{sp} = \text{cm}^3 / \text{min}$$

## 5. Determinação do fluxo sistólico médio (Qsm)

$$Q_{sm} = (A_f / L_f) \cdot E_g \cdot E_f \cdot E_v F$$

$$Q_{sm} = 0,05 \cdot 4842 \cdot 5 \cdot A_f / L_f$$

$$Q_{sm} = 1211 \cdot A_f / L_f$$

$$A_f = \text{mm}^2$$

$$L_f = \text{mm}$$

$$Q_{sm} = \text{cm}^3 / \text{min}$$

## 6. Determinação do volume sistólico (Vs)

$$VS = Q_{sm} \cdot L_f \cdot E_g \cdot E_h \cdot (1 / 60)$$

$$VS = Q_{sm} \cdot L_f \cdot 0,05 \cdot 0,2 \cdot (1 / 60)$$

$$VS = 0,00016667 \cdot Q_{sm} \cdot L_f$$

$$L_f = \text{mm}$$

$$Q_{sm} = \text{cm}^3 / \text{min}$$

$$VS = \text{cm}^3$$

7. Determinação do gradiente de pico ( $\Delta p-p$ )

$$\Delta p-p = H_{gmax} \cdot E_g \cdot E_p \cdot E_v$$

$$\Delta p-p = H_{gmax} \cdot 0,05 \cdot 6,65 \cdot 5$$

$$\Delta p-p = 1,6625 \cdot H_{gmax}$$

$$H_{gmax} = \text{mm}$$

$$\Delta p-p = \text{mmHg}$$

8. Determinação do gradiente médio ( $\Delta p-m$ )

$$\begin{aligned}\Delta p-m &= Ag / Lg \cdot Eg \cdot Ep \cdot Evp & Ag &= \text{mm}^2 \\ \Delta p-m &= Ag / Lg \cdot 0,05 \cdot 6,65 \cdot 5 & Lg &= \text{mm} \\ \Delta p-m &= 1,6625 \cdot Ag / Lg & \Delta p-m &= \text{mmHg}\end{aligned}$$

9. Determinação do gradiente médio de refluxo ( $\Delta p-r$ )

$$\begin{aligned}\Delta p-r &= (Hgr/2) \cdot Eg \cdot Ep \cdot Evp & Hgr &= \text{mm} \\ \Delta p-r &= (Hgr/2) \cdot 0,05 \cdot 6,65 \cdot 5 & \Delta p-r &= \text{mmHg} \\ \Delta p-r &= 0,88 \cdot Hgr\end{aligned}$$

10. Determinação do tempo de sístole ( $T_s$ )

$$\begin{aligned}TS &= Lf \cdot Eg \cdot Eh & Lf &= \text{mm} \\ TS &= Lf \cdot 0,05 \cdot 0,2 & T &= \text{s} \\ TS &= 0,01 Lf\end{aligned}$$

## 11. Determinação do tempo do ciclo cardíaco (T)

$$\begin{aligned}T &= L \cdot Eg \cdot Eh & L &= \text{mm} \\ T &= L \cdot 0,05 \cdot 0,2 & T &= \text{s} \\ T &= 0,01 \cdot L\end{aligned}$$

**8. ANEXO 2**

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBCS 19-										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, Nº da foto	-	-	141	142	143	144	145	146	147	148	149			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	80.5	59	47	70	58.5	51.5	67.5	55	47.5			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	28	36	47	45	54	63	64	75	88			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	16	27	39	30	41	50	43	61	74			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	28	25	24	26.5	26	23.5	27.5	24	25			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	14.5	15.5	17	20.5	20	21	23	24	24			
Refluxo	Area	Af	mm <sup>2</sup>	244	233	245	326	313	297	380	346	361			
	Comprimento	Lr	mm	4.5	5	5	4.5	4.5	4.5	4	4.5	5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	3.5	5.5	6	4.5	6.5	6.5	6	7.5	8.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	7.9	13.8	15.0	10.1	14.6	14.6	12.0	16.9	21.3			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	16	25	36	27	34	44	35	53	62			
	Comprimento	Lg	mm	22	17	15.5	19.5	17.5	15.5	20	15.5	13.5			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	11.5	12.5	17	23	22.5	25.5	31	34.5	32			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	168.8	141.7	175.8	299.1	262.6	263.6	413.5	356.7	288.1			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	15	15	15	15	15	15	15	15	15			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
Hidrodinâmica	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
	Frequência	F	sist/min	75	102	128	86	103	117	89	109	126			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	47	60	78	75	90	105	106	125	146			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	27	45	65	50	68	83	71	101	123			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	33	50	69	58	75	90	83	109	131			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	17560	18771	20587	24826	24220	25431	27853	29064	29064			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10553	11281	12373	14920	14556	15284	16740	17467	17467			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	19.1	20.8	28.3	38.2	37.4	42.4	51.5	57.4	53.2			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	10.0	9.4	12.2	18.8	16.8	18.7	25.0	24.7	19.2			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	14.1	22.0	31.7	23.8	29.9	38.7	30.8	46.6	54.6			
Parâmetros	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3553	4499	5933	5474	6168	6632	6606	7252	8653			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	49.3	47.0	49.5	65.9	63.1	59.9	76.7	69.9	72.8			
	Tempo do Ciclo	T	ms	805	590	470	700	585	515	675	550	475			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	280	250	240	265	260	235	275	240	250			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	34.8	42.4	51.1	37.9	44.4	45.6	40.7	43.6	52.6			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	1.6	2.8	3.0	2.0	3.0	3.0	2.4	3.4	4.3			
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%	3.2	5.9	6.1	3.1	4.7	4.9	3.2	4.9	5.9			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.30	1.33	1.25	1.30	1.28	1.26	1.25	1.24	1.29	1.28	0.029	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.08	1.19	1.15	1.11	1.15	1.14	1.08	1.14	1.29	1.15	0.064	
	Coeficiente de descarga	C <sub>d</sub>	-	0.73	0.75	0.71	0.73	0.72	0.71	0.71	0.70	0.73	0.72	0.016	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.46	0.47	0.44	0.46	0.45	0.45	0.44	0.44	0.45	0.45	0.010	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.44	0.44	0.41	0.44	0.43	0.42	0.43	0.42	0.43	0.43	0.011	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ	284	372	537	676	775	870	1106	1247	1455	814	396.927	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	65.8	59.1	80.3	164.9	141.2	148.9	255.7	230.2	185.9	148.0	70.156	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	3.0	8.1	12.8	6.5	11.8	15.2	9.9	21.2	31.2	13.3	8.513	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	68.8	67.2	93.1	171.4	153.0	164.1	265.7	251.3	217.1	161.3	74.466	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	23.2	15.9	14.9	24.4	18.2	17.1	23.1	18.5	12.8	18.7	4.055	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	1.1	2.2	2.4	1.0	1.5	1.8	0.9	1.7	2.1	1.6	0.558	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	24.2	18.1	17.3	25.3	19.7	18.9	24.0	20.2	14.9	20.3	3.528	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	150	151	152	153	154	155	156	157	158	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-		150	151	152	153	154	155	156	157	158		
Frequência	Distância entre picos	L	mm		67	55	49	65	54.5	49	70	54.5	48.5		
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>max</sub>	mm		33	42	45	47	59	67	62	80	86		
	Altura mínima	HAm <sub>min</sub>	mm		23	34	37	35	47	57	44	61	73		
Fluxo	Comprimento	Lf	mm		24.5	23.5	25	26	27	26	28	27	25		
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm		15	16	16	20	20	21	23	24	24		
	Area	Af	mm <sup>2</sup>		221	226	240	313	325	328	387	389	361		
Refluxo	Comprimento	Lr	mm		6	5.5	5	5.5	5	5	4.5	4.5	5		
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm		6.5	6.5	7	7	7	7	7	8.5	9		
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>		19.5	17.9	17.5	19.3	17.5	17.5	15.8	19.1	22.5		
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm		23	25	32	32	42	46	34	51	59		
	Comprimento	Lg	mm		19	17	15.5	17	14	14	18	18	15		
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm		11	13.5	15	22	22.5	25	29.5	31	28.5		
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>		139.4	153.1	155.1	249.5	210.1	233.5	354.2	372.2	285.1		
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm		15	15	15	15	15	15	15	15	15		
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>		1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77		
Hidrodinâmica	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm		19	19	19	19	19	19	19	19	19		
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>		2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83		
	Frequência	F	sist/min		90	109	122	92	110	122	86	110	124		
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg		55	70	75	78	98	111	103	133	143		
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg		38	57	62	58	78	95	73	101	121		
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg		44	61	66	65	85	100	83	112	129		
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min		18165	19376	19376	24220	24220	25431	27853	29064	29064		
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min		10917	11645	11645	14556	14556	15284	16740	17467	17467		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		18.3	22.4	24.9	36.6	37.4	41.6	49.0	51.5	47.4		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		9.5	10.8	10.3	16.0	12.9	14.9	21.0	22.9	19.0		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		20.2	22.0	28.2	28.2	37.0	40.5	29.9	44.9	51.9		
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min		3640	4583	5510	5465	6824	7679	6425	8230	8444		
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>		44.6	45.6	48.5	63.1	65.5	66.2	78.1	78.6	72.8		
	Tempo do Ciclo	T	ms		670	550	490	650	545	490	700	545	485		
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms		245	235	250	260	270	260	280	270	250		
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%		36.6	42.7	51.0	40.0	49.5	53.1	40.0	49.5	51.5		
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>		3.9	3.6	3.5	3.9	3.5	3.5	3.2	3.9	4.5		
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%		8.8	7.9	7.3	6.2	5.4	5.3	4.1	4.9	6.2		
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>		1.37	1.32	1.25	1.29	1.28	1.27	1.28	1.31	1.36	1.31	0.040
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>		1.15	1.14	1.17	1.18	1.31	1.28	1.18	1.18	1.30	1.21	0.066
	Coefficiente de descarga	Cd	-		0.78	0.75	0.71	0.73	0.72	0.72	0.73	0.74	0.77	0.74	0.023
	Índice de Desempenho	ID	-		0.48	0.47	0.44	0.46	0.45	0.45	0.45	0.46	0.48	0.46	0.014
	Índice de Eficiência	IE	-		0.44	0.43	0.41	0.43	0.43	0.43	0.43	0.44	0.45	0.43	0.012
	Energia Total	Et	mJ		316	437	493	679	853	1018	1085	1413	1432	858	410.803
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ		56.2	65.9	66.7	134.1	113.0	131.8	219.0	240.2	184.0	134.5	67.700
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ		10.6	10.6	13.3	14.6	17.4	19.1	12.7	23.1	31.4	17.0	6.804
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ		66.8	76.4	80.0	148.7	130.4	150.9	231.7	263.3	215.4	151.5	71.923
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%		17.8	15.1	13.5	19.7	13.2	13.0	20.2	17.0	12.9	15.8	2.940
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%		3.4	2.4	2.7	2.1	2.0	1.9	1.2	1.6	2.2	2.2	0.626
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%		21.1	17.5	16.2	21.9	15.3	14.8	21.4	18.6	15.0	18.0	2.877



Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBCS 19-3										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	159	160	161	162	163	164	165	166	167			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	66.5	58	45	71.5	55	48	69	54.5	47.5			
Pressão Arterial	Altura máxima	H <sub>Amax</sub>	mm	31	37	52	46	61	69	64	80	91			
	Altura mínima	H <sub>Amin</sub>	mm	22	29	43	31	48	58	45	62	75			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	22	22	21.5	25.5	23	23.5	27.5	27	23			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	13	14.5	15	20	20	21	24	24.5	25			
	Area	Af	mm <sup>2</sup>	172	192	194	307	276	297	397	398	346			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	5	5.5	5.5	5	5	5	4.5	4.5	5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	6.5	7.5	9	7	9	9.5	8	9	9.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	16.3	20.6	24.8	17.5	22.5	23.8	18.0	20.3	23.8			
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	22	29	40	31	43	50	43	52	61			
Gradiente	Comprimento	Lg	mm	18.5	17	13.5	20	17	14	20	17.5	15.5			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	8.5	11	14.5	21.5	19.5	22.5	30	28.5	28			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	104.9	124.7	130.6	286.8	221.1	210.1	400.2	332.7	289.5			
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	15	15	15	15	15	15	15	15	15			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77	1.77			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	90	103	133	84	109	125	87	110	126			
	Pressão Arterial Sistólica	P <sub>Asist</sub>	mmHg	52	62	86	76	101	115	106	133	151			
	Pressão Arterial Diastólica	P <sub>Adiast</sub>	mmHg	37	48	71	52	80	96	75	103	125			
	Pressão Arterial Média	P <sub>AM</sub>	mmHg	42	53	76	60	87	103	85	113	134			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	15743	17560	18165	24220	24220	25431	29064	29670	30275			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	9462	10553	10917	14556	14556	15284	17467	17831	18195			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	14.1	18.3	24.1	35.7	32.4	37.4	49.9	47.4	46.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	7.9	9.4	10.1	18.7	16.0	14.9	24.2	20.5	20.9			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	19.4	25.5	35.2	27.3	37.8	44.0	37.8	45.8	53.7			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	2835	3573	4551	4896	5593	6885	6647	8386	8206			
	Volume sistólico	V <sub>S</sub>	cm <sup>3</sup>	34.7	38.7	39.1	61.9	55.8	59.9	80.1	80.3	69.8			
	Tempo do Ciclo	T	ms	665	580	450	715	550	480	690	545	475			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	220	220	215	255	230	235	275	270	230			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	33.1	37.9	47.8	35.7	41.8	49.0	39.9	49.5	48.4			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	3.3	4.2	5.0	3.5	4.5	4.8	3.6	4.1	4.8			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	9.5	10.8	12.8	5.7	8.1	8.0	4.5	5.1	6.9			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	A <sub>EFp</sub>	cm <sup>2</sup>	1.35	1.33	1.20	1.31	1.37	1.34	1.33	1.39	1.43	1.34	0.066	
	Area Efetiva de Fluxo	A <sub>EFm</sub>	cm <sup>2</sup>	1.09	1.11	1.11	1.09	1.18	1.28	1.15	1.27	1.28	1.17	0.085	
	Coefficiente de descarga	C <sub>d</sub>	-	0.77	0.75	0.68	0.74	0.78	0.76	0.75	0.79	0.81	0.76	0.037	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.48	0.47	0.42	0.46	0.48	0.47	0.47	0.49	0.51	0.47	0.023	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.43	0.42	0.37	0.44	0.45	0.44	0.45	0.47	0.47	0.44	0.030	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ	229	320	452	648	766	937	1169	1429	1437	821	454.635	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	36.7	48.6	52.7	154.2	118.9	118.6	258.2	219.1	194.6	133.5	79.536	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	8.5	14.2	23.4	12.8	22.9	28.1	18.3	24.9	34.3	20.8	8.140	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	45.1	62.8	76.1	167.1	141.8	146.8	276.6	244.1	228.9	154.4	83.185	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	16.0	15.2	11.7	23.8	15.5	12.7	22.1	15.3	13.5	16.2	4.107	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	3.7	4.4	5.2	2.0	3.0	3.0	1.6	1.7	2.4	3.0	1.243	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	19.7	19.6	16.9	25.8	18.5	15.7	23.7	17.1	15.9	19.2	3.488	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	69	70	71	72	73	74	75	76	77	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	69	70	71	72	73	74	75	76	77			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	69	60	48.5	72	59	49	73	55	45			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAmx	mm	32	34	44	42	55	68	59	82	96			
	Altura mínima	HAmín	mm	21	25	36	26	41	56	38	62	81			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	24	23.5	22	27	25.5	24.5	27.5	26	22			
	Altura máxima	Hfmax	mm	16.5	16.5	18	21.5	22.3	23	26.5	27	28			
	Area	Af	mm <sup>2</sup>	238	233	238	349	345	339	438	422	370			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	5	4.5	4	4.5	5	3.5	4	3	4			
	Altura máxima	Hrmax	mm	7.5	9	10	9	11	12	9.5	12	12.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	18.8	20.3	20.0	20.3	27.5	21.0	19.0	18.0	25.0			
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	15	24	29	25	40	45	32	43	67			
Gradiente	Comprimento	Lg	mm	16.5	16	13.5	18	17	14	18.5	16	13			
	Altura máxima	Hgmax	mm	11	11.5	12	18.5	19	17.5	24	27.5	27.5			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	121.1	122.7	108.1	222.1	215.4	163.4	296.1	293.5	238.5			
Prótese	Diâmetro interno	øint	mm	17	17	17	17	17	17	17	17	17			
	Area interna	Aint	mm <sup>2</sup>	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27			
	Diâmetro externo	øext	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21			
	Area externa	Aext	mm <sup>2</sup>	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	87	100	124	83	102	122	82	109	133			
	Pressão Arterial Sistólica	PAsist	mmHg	53	57	73	70	91	113	98	136	160			
	Pressão Arterial Diastólica	PAdiast	mmHg	35	42	60	43	68	93	63	103	135			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	41	47	64	52	76	100	75	114	143			
	Fluxo sistólico de pico	Qsp	cm <sup>3</sup> /min	19982	19982	21798	26037	27248	27853	32092	32697	33908			
	Fluxo sistólico médio	Qsm	cm <sup>3</sup> /min	12009	12009	13101	15648	16376	16740	19287	19651	20379			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	18.3	19.1	20.0	30.8	31.6	29.1	39.9	45.7	45.7			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	8.4	8.7	8.2	13.7	14.0	11.1	17.9	18.8	18.0			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	13.2	21.1	25.5	22.0	35.2	39.6	28.2	37.8	59.0			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3849	4296	5444	5528	6515	7852	6952	8895	9292			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	48.0	47.0	48.0	70.4	69.6	68.4	88.4	85.2	74.7			
	Tempo do Ciclo	T	ms	690	600	485	720	590	490	730	550	450			
	Tempo de sístole	Ts	ms	240	235	220	270	255	245	275	260	220			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	34.8	39.2	45.4	37.5	43.2	50.0	37.7	47.3	48.9			
	Volume de refluxo	Vr	cm <sup>3</sup>	3.8	4.1	4.0	4.1	5.6	4.2	3.8	3.6	5.0			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	7.9	8.7	8.4	5.8	8.0	6.2	4.3	4.3	6.8			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEFp	cm <sup>2</sup>	1.51	1.48	1.58	1.52	1.57	1.67	1.64	1.56	1.62	1.57	0.064	
	Area Efetiva de Fluxo	AEFm	cm <sup>2</sup>	1.34	1.32	1.48	1.37	1.41	1.62	1.47	1.47	1.55	1.45	0.100	
	Coefficiente de descarga	Cd	-	0.67	0.65	0.69	0.67	0.69	0.74	0.72	0.69	0.71	0.69	0.028	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.44	0.43	0.46	0.44	0.43	0.48	0.47	0.45	0.47	0.45	0.018	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.40	0.39	0.42	0.41	0.42	0.45	0.45	0.43	0.44	0.42	0.022	
	Energia Total	Et	mJ	316	346	464	617	835	1010	1093	1509	1604	866	477.858	
	Perda de energia sistólica	ΔEs	mJ	53.7	54.4	52.3	128.4	130.3	101.1	211.0	213.1	179.5	124.9	65.271	
	Perda de energia do refluxo	ΔEr	mJ	6.7	11.5	13.7	12.0	26.0	22.4	14.4	18.3	39.7	18.3	9.941	
	Perda total de energia	ΔEt	mJ	60.4	66.0	66.0	140.4	156.4	123.4	225.4	231.4	219.2	143.2	70.412	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔEs	%	17.0	15.7	11.3	20.8	15.6	10.0	19.3	14.1	11.2	15.0	3.727	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔEr	%	2.1	3.3	3.0	1.9	3.1	2.2	1.3	1.2	2.5	2.3	0.750	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔEt	%	19.1	19.0	14.2	22.7	18.7	12.2	20.6	15.3	13.7	17.3	3.557	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio				PBCS 21-2						
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	87	88	89	90	91	92	93	94	95	Média	D.P.
Frequência	Distância entre picos	L	mm	68	56	48.5	78	53	47	69	53.5	47		
Pressão Arterial	Altura máxima	HAmx	mm	34	39	53	45	68	77	66	89	103		
	Altura mínima	HAmín	mm	23	29	42	27	55	65	46	70	85		
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	23	22.5	23	25	25	25	26.5	26	23		
	Altura máxima	Hfmax	mm	16.5	17	18	23	23.5	25	26.5	28	28		
	Area	Af	mm2	228	230	249	346	353	376	422	438	387		
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	5.5	5	5	5	4.5	4	4.5	4	4.5		
	Altura máxima	Hrmax	mm	7	7.5	9	8	9	11	9	11.5	12.5		
	Area	Ar	mm2	19.3	18.8	22.5	20.0	20.3	22.0	20.3	23.0	28.1		
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	22	26	35	27	39	43	36	49	59		
	Comprimento	Lg	mm	17	15	14	18.5	15	13.5	18	15	13		
	Altura máxima	Hgmax	mm	9.5	12	12	17.5	17	19	23	26.5	26.5		
	Area	Ag	mm2	107.7	120.1	112.1	215.9	170.1	171.1	276.1	265.1	229.8		
Prótese	Diâmetro interno	øint	mm	17	17	17	17	17	17	17	17	17		
	Area interna	Aint	mm2	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27		
	Diâmetro externo	øext	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21		
Hidrodinâmica	Area externa	Aext	mm2	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46		
	Frequência	F	sist/min	88	107	124	77	113	128	87	112	128		
	Pressão Arterial Sistólica	PAsist	mmHg	57	65	88	75	113	128	110	148	171		
	Pressão Arterial Diastólica	PAdiast	mmHg	38	48	70	45	91	108	76	116	141		
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	44	54	76	55	99	115	88	127	151		
	Fluxo sistólico de pico	Qsp	cm3/min	19982	20587	21798	27853	28459	30275	32092	33908	33908		
	Fluxo sistólico médio	Qsm	cm3/min	12009	12373	13101	16740	17104	18195	19287	20379	20379		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	15.8	20.0	20.0	29.1	28.3	31.6	38.2	44.1	44.1		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	7.8	8.9	8.1	14.4	11.3	11.4	17.3	17.0	16.6		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	19.4	22.9	30.8	23.8	34.3	37.8	31.7	43.1	51.9		
Parâmetros	Débito Cardíaco	DC	cm3/min	3720	4567	5652	5056	7607	9113	7053	9385	9250		
	Volume sistólico	VS	cm3	46.0	46.4	50.2	69.8	71.3	75.8	85.2	88.3	78.1		
	Tempo do Ciclo	T	ms	680	560	485	780	530	470	690	535	470		
	Tempo de sístole	Ts	ms	230	225	230	250	250	250	265	260	230		
	Sístole, Porcentagem	%s	%	33.8	40.2	47.4	32.1	47.2	53.2	38.4	48.6	48.9		
	Volume de refluxo	Vr	cm3	3.9	3.8	4.5	4.0	4.1	4.4	4.1	4.6	5.7		
	Refluxo, porcentagem	%r	%	8.4	8.2	9.0	5.8	5.7	5.9	4.8	5.3	7.3		
	Area Efetiva de Fluxo	AEFp	cm2	1.62	1.49	1.58	1.67	1.73	1.74	1.68	1.65	1.65	1.64	0.077
	Area Efetiva de Fluxo	AEFm	cm2	1.39	1.34	1.49	1.43	1.64	1.74	1.50	1.60	1.62	1.53	0.131
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.72	0.66	0.69	0.74	0.76	0.77	0.74	0.73	0.73	0.72	0.034
	Índice de Desempenho	ID	-	0.47	0.43	0.46	0.48	0.50	0.50	0.48	0.48	0.48	0.48	0.022
	Índice de Eficiência	IE	-	0.43	0.39	0.41	0.45	0.47	0.47	0.46	0.45	0.44	0.44	0.026
	Energia Total	Et	mJ	320	387	563	644	1045	1275	1191	1694	1749	985	537.337
	Perda de energia sistólica	ΔEs	mJ	47.8	54.9	54.2	133.5	107.5	115.0	196.8	199.6	173.0	120.2	60.395
	Perda de energia do refluxo	ΔEr	mJ	10.0	11.5	18.6	12.8	18.7	22.4	17.3	26.7	39.3	19.7	9.055
	Perda total de energia	ΔEt	mJ	57.8	66.4	72.9	146.3	126.2	137.4	214.0	226.3	212.3	140.0	66.201
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔEs	%	14.9	14.2	9.6	20.7	10.3	9.0	16.5	11.8	9.9	13.0	3.922
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔEr	%	3.1	3.0	3.3	2.0	1.8	1.8	1.4	1.6	2.2	2.2	0.713
	Porcentagem P. T. E.	%ΔEt	%	18.1	17.1	13.0	22.7	12.1	10.8	18.0	13.4	12.1	15.2	3.929

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBCS 21-3										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	168	169	170	171	172	173	174	175	176			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	77	59.5	44	71	56	49	67	57	47			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	31	40	57	43	59	70	64	77	90			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	21	31	48	28	47	60	44	60	76			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	24.5	23	20.3	27	23.5	22.5	26.5	23	22.5			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15.5	16.5	17.5	21.5	22	23	27	27.5	27			
Refluxo	Area	Af	mm <sup>2</sup>	228.2	228.1	215.6	348.9	310.7	311.0	430.0	380.1	365.1			
	Comprimento	Lr	mm	5.5	5	4.5	5	4	5	5	4	5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	6	7.5	7	7	8	9	8.5	8	11			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	16.5	18.8	15.8	17.5	16.0	22.5	21.3	16.0	27.5			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	19	26	34	23	35	44	37	43	54			
	Comprimento	Lg	mm	18	15.5	12	18	15	13.5	18	16	13			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	7.5	10.5	10	14	16.5	18.5	24.5	23	24			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	90.0	108.6	80.0	168.1	165.1	166.6	294.1	245.5	208.1			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	17	17	17	17	17	17	17	17	17			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27	2.27			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21			
Hidrodinâmica	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
	Frequência	F	sis/min	78	101	136	85	107	122	90	105	128			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	52	67	95	71	98	116	106	128	150			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	35	52	80	47	78	100	73	100	126			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	40	57	85	55	85	105	84	109	134			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18770.5	19981.5	21192.5	26036.5	26642	27853	32697	33302.5	32697			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	11281	12009	12737	15648	16012	16740	19651	20015	19651			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	12.5	17.5	16.6	23.3	27.4	30.8	40.7	38.2	39.9			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	6.1	7.8	6.5	10.3	11.7	12.3	18.5	17.7	15.4			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	16.7	22.9	29.9	20.2	30.8	38.7	32.6	37.8	47.5			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3331	4261	5502	5653	6375	7132	7390	7738	8701			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	46.1	46.0	43.5	70.4	62.7	62.8	86.8	76.7	73.7			
	Tempo do Ciclo	T	ms	770	595	440	710	560	490	670	570	470			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	245	230	205	270	235	225	265	230	225			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	31.8	38.7	46.6	38.0	42.0	45.9	39.6	40.4	47.9			
	Parâmetros	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	3.3	3.8	3.2	3.5	3.2	4.5	4.3	3.2	5.6		
Refluxo, porcentagem		%r	%	7.2	8.2	7.3	5.0	5.1	7.2	4.9	4.2	7.5			
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.72	1.54	1.68	1.74	1.64	1.62	1.65	1.74	1.67	1.67	0.063	
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.47	1.38	1.61	1.57	1.51	1.54	1.48	1.53	1.62	1.53	0.074	
Coefficiente de descarga		Cd	-	0.76	0.68	0.74	0.77	0.72	0.72	0.73	0.77	0.74	0.74	0.028	
Índice de Desempenho		ID	-	0.50	0.45	0.48	0.50	0.47	0.47	0.48	0.50	0.48	0.48	0.018	
Índice de Eficiência		IE	-	0.46	0.41	0.45	0.48	0.45	0.43	0.45	0.48	0.45	0.45	0.022	
Energia Total		E <sub>t</sub>	mJ	286	395	530	612	807	984	1188	1298	1469	841	418.558	
Perda de energia sistólica		ΔE <sub>s</sub>	mJ	37.5	48.2	37.7	97.2	97.6	103.0	213.5	181.5	151.1	107.5	63.380	
Perda de energia do refluxo		ΔE <sub>r</sub>	mJ	7.4	11.5	12.7	9.5	13.3	23.4	18.6	16.3	35.2	16.4	8.527	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	45.0	59.7	50.3	106.7	110.9	126.5	232.2	197.8	186.2	123.9	68.283	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	13.1	12.2	7.1	15.9	12.1	10.5	18.0	14.0	10.3	12.6	3.205	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	2.6	2.9	2.4	1.6	1.6	2.4	1.6	1.3	2.4	2.1	0.578	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	15.7	15.1	9.5	17.4	13.8	12.8	19.5	15.2	12.7	14.6	2.909	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBBS 23-1											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	114	115	116	117	118	119	120	121	122	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	75	59	47	73	58	46	71	56	47			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	30	38	54.5	45	58	73	63	82	92			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	21	29	46	29	46	62	42	63	78			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	22	22.5	23.5	24.5	24	23.5	26.5	26	22.5			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15	16	18	22	23	24.5	27	27.5	28			
Refluxo	Area	Al	mm <sup>2</sup>	198.3	216.4	254.2	323.9	331.8	346.0	430.0	429.7	378.6			
	Comprimento	Lr	mm	6	6	5	5.5	5	4.5	4	4	3.5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	8.5	9.5	11.5	9.5	10.5	12	11.5	11.5	12.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	25.5	28.5	28.8	26.1	26.3	27.0	23.0	23.0	21.9			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	20	28	36	26	39	39	23	42	61			
	Comprimento	Lg	mm	17.5	15.5	13	19	15	14.5	18.5	15.5	13.5			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	5	7.5	9	14.5	13	15	17	18.5	19			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	58.4	77.5	78.0	183.8	130.1	145.1	209.8	191.3	171.1			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23			
Hidrodinâmica	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
	Frequência	F	sist/min	80	102	128	82	103	130	85	107	128			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	50	63	91	75	96	121	105	136	153			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	35	48	76	48	76	103	70	105	130			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	40	53	81	57	83	109	81	115	137			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18165	19376	21798	26642	27853	29669.5	32697	33302.5	33908			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10917	11645	13101	16012	16740	17831	19651	20015	20379			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	8.3	12.5	15.0	24.1	21.6	24.9	28.3	30.8	31.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	4.4	5.7	5.5	12.5	9.0	10.3	13.2	12.2	12.6			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	17.6	24.6	31.7	22.9	34.3	34.3	20.2	37.0	53.7			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	2791	3857	5811	4941	6380	8400	6944	8797	9194			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	40.0	43.7	51.3	65.4	67.0	69.9	86.8	86.7	76.4			
	Tempo do Ciclo	T	ms	750	590	470	730	580	460	710	560	470			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	220	225	235	245	240	235	265	260	225			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	29.3	38.1	50.0	33.6	41.4	51.1	37.3	46.4	47.9			
	Parâmetros	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	5.1	5.8	5.8	5.3	5.3	5.5	4.6	4.6	4.4		
Refluxo, porcentagem		% <sub>r</sub>	%	12.9	13.2	11.3	8.1	7.9	7.8	5.3	5.4	5.8			
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	2.04	1.77	1.82	1.75	1.94	1.92	1.99	1.94	1.95	1.90	0.097	
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.68	1.57	1.80	1.46	1.80	1.80	1.75	1.85	1.85	1.73	0.133	
Coefficiente de descarga		Cd	-	0.72	0.63	0.64	0.62	0.68	0.68	0.70	0.68	0.69	0.67	0.034	
Índice de Desempenho		ID	-	0.49	0.43	0.44	0.42	0.47	0.46	0.48	0.47	0.47	0.46	0.023	
Índice de Eficiência		IE	-	0.43	0.37	0.39	0.39	0.43	0.43	0.45	0.44	0.44	0.42	0.029	
Energia Total		E <sub>t</sub>	mJ	236	343	593	606	823	1112	1095	1474	1529	868	465.856	
Perda de energia sistólica		ΔE <sub>s</sub>	mJ	23.5	33.4	37.8	108.7	80.4	95.6	152.3	141.4	128.8	89.1	48.538	
Perda de energia do refluxo		ΔE <sub>r</sub>	mJ	12.1	18.9	24.5	16.1	24.2	24.9	12.5	22.9	31.6	20.9	6.461	
Perda total de energia		ΔE <sub>t</sub>	mJ	35.6	52.3	62.3	124.8	104.7	120.5	164.8	164.3	160.4	110.0	49.993	
Porcentagem P. E. Sist.		%ΔE <sub>s</sub>	%	10.0	9.7	6.4	17.9	9.8	8.6	13.9	9.6	8.4	10.5	3.429	
Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	5.1	5.5	4.1	2.7	2.9	2.2	1.1	1.6	2.1	3.0	1.545		
Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	15.1	15.2	10.5	20.6	12.7	10.8	15.1	11.1	10.5	13.5	3.341		

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBCS 23-2										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	123	124	125	126	127	128	129	130	131			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	75	62	49.5	72	57	48	67.5	54	45			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	28	33	48	47	59	71	65	84	97			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	18	24	39	31	46	61	46	66	84			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	23.5	22	23.5	26.5	25	23	28	27	22			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15	16	18	22	23	23.5	27	28	27			
	Area	Al	mm <sup>2</sup>	212	212	254	350	346	325	454	454	357			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	6	6	5	5.5	5.5	4	4.5	4	4			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	7.5	8.5	9.5	9	10	11.5	9	10	11			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	22.5	25.5	23.8	24.8	27.5	23.0	20.3	20.0	22.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	16	20	32	23	35	38	27	35	40			
	Comprimento	Lg	mm	19	18.5	14	19	18	13.5	18	15	13			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	6	7.5	11	13.5	11.5	12.5	18	21	18.5			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	76.0	92.5	102.7	171.1	138.1	112.6	216.1	210.1	160.4			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
Hidrodinâmica	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
	Frequência	F	sist/min	80	97	121	83	105	125	89	111	133			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	47	55	80	78	98	118	108	140	161			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	30	40	65	52	76	101	76	110	140			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	35	45	70	60	84	107	87	120	147			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18165	19376	21798	26642	27853	28459	32697	33908	32697			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10917	11645	13101	16012	16740	17104	19651	20379	19651			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	10.0	12.5	18.3	22.4	19.1	20.8	29.9	34.9	30.8			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	5.4	7.0	7.3	10.7	9.2	8.1	12.8	12.9	12.1			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	14.1	17.6	28.2	20.2	30.8	33.4	23.8	30.8	35.2			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3058	3635	5640	5478	6759	7617	7790	9743	9017			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	42.8	42.7	51.3	70.7	69.8	65.6	91.7	91.7	72.1			
	Tempo do Ciclo	T	ms	750	620	495	720	570	480	675	540	450			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	235	220	235	265	250	230	280	270	220			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	31.3	35.5	47.5	36.8	43.9	47.9	41.5	50.0	48.9			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	4.5	5.1	4.8	5.0	5.6	4.6	4.1	4.0	4.4			
Parâmetros	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%	10.6	12.1	9.3	7.1	8.0	7.1	4.5	4.4	6.2			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.86	1.77	1.65	1.82	2.06	2.02	1.93	1.85	1.90	1.87	0.125	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.52	1.42	1.57	1.58	1.78	1.94	1.77	1.83	1.82	1.69	0.174	
	Coefficiente de descarga	Cd	-	0.66	0.63	0.58	0.64	0.73	0.71	0.68	0.65	0.67	0.66	0.044	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.45	0.43	0.40	0.44	0.50	0.49	0.46	0.45	0.46	0.45	0.030	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.40	0.38	0.36	0.41	0.46	0.45	0.44	0.43	0.43	0.42	0.034	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ	233	295	527	671	864	1006	1221	1622	1527	885	503.702	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	30.7	39.8	49.7	101.2	85.4	71.1	156.9	158.2	116.5	89.9	47.417	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	8.5	12.1	18.0	13.5	22.8	20.7	12.9	16.6	20.8	16.2	4.776	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	39.2	51.9	67.7	114.7	108.2	91.8	169.8	174.8	137.3	106.1	48.630	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	13.2	13.5	9.4	15.1	9.9	7.1	12.9	9.8	7.6	10.9	2.808	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	3.7	4.1	3.4	2.0	2.6	2.1	1.1	1.0	1.4	2.4	1.148	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	16.8	17.6	12.8	17.1	12.5	9.1	13.9	10.8	9.0	13.3	3.329	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBCS 23-3										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	132	133	134	135	136	137	138	139	140			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	73.5	56	44	67	55	51	70	59	48			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	33	45	59	49	61	67	62	73	89			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	24	36	50	36	50	56	43	56	75			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	24.5	26	22.5	25	26	26.5	28	28	23.5			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	16	18.5	19	22.5	23.5	24	27.5	27	27.5			
Refluxo	Area	Af	mm <sup>2</sup>	236	289	257	338	367	382	463	454	388			
	Comprimento	Lr	mm	5	4.5	4	4.5	4	5	4	4	3.5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	8	8.5	9.5	9	10	10.5	10	10.5	11			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	20.0	19.1	19.0	20.3	20.0	26.3	20.0	21.0	19.3			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	19	22	32	25	27	40	34	32	37			
	Comprimento	Lg	mm	18.5	14	13	17.5	15	14	18.5	16	14			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	6	7.5	9	14.5	12.5	12.5	17	19	19			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	74.0	70.0	78.0	169.3	125.1	116.7	209.8	202.8	177.4			
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	82	107	136	90	109	118	86	102	125			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	55	75	98	81	101	111	103	121	148			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	40	60	83	60	83	93	71	93	125			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	45	65	88	67	89	99	82	103	132			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	19376	22404	23009	27248	28459	29064	33303	32697	33303			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	11645	13465	13828	16376	17104	17467	20015	19651	20015			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	10.0	12.5	15.0	24.1	20.8	20.8	28.3	31.6	31.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	5.0	4.5	5.8	11.3	8.0	7.3	12.5	12.0	12.6			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	16.7	19.4	28.2	22.0	23.8	35.2	29.9	28.2	32.6			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3553	5839	6550	5745	7646	8455	7661	8897	9315			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	47.6	58.4	51.9	68.2	74.1	77.2	93.4	91.7	78.4			
	Tempo do Ciclo	T	ms	735	560	440	670	550	510	700	590	480			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	245	260	225	250	260	265	280	280	235			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	33.3	46.4	51.1	37.3	47.3	52.0	40.0	47.5	49.0			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	4.0	3.9	3.8	4.1	4.0	5.3	4.0	4.2	3.9			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	8.5	6.6	7.4	6.0	5.4	6.9	4.3	4.6	5.0			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.98	2.05	1.92	1.79	2.02	2.06	2.02	1.88	1.91	1.96	0.089	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.68	2.06	1.86	1.58	1.95	2.08	1.83	1.83	1.82	1.85	0.163	
	Coefficiente de descarga	Cd	-	0.70	0.72	0.68	0.63	0.71	0.73	0.71	0.66	0.68	0.69	0.031	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.48	0.49	0.46	0.43	0.49	0.50	0.49	0.45	0.46	0.47	0.021	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.44	0.46	0.43	0.41	0.46	0.46	0.47	0.43	0.44	0.44	0.020	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ	316	539	649	712	961	1096	1176	1401	1515	930	404.489	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	31.9	34.8	39.9	102.4	79.0	75.3	155.1	147.2	131.2	88.5	48.237	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	9.0	10.0	14.4	12.0	12.8	24.9	16.1	15.9	16.9	14.7	4.710	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	40.8	44.8	54.3	114.4	91.8	100.2	171.2	163.1	148.1	103.2	50.228	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	10.1	6.5	6.1	14.4	8.2	6.9	13.2	10.5	8.7	9.4	2.922	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	2.8	1.8	2.2	1.7	1.3	2.3	1.4	1.1	1.1	1.8	0.592	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	12.9	8.3	8.4	16.1	9.6	9.1	14.6	11.6	9.8	11.1	2.813	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PSS 19-1											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	296	297	298	299	300	301	302	303	304	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	68	57	48	69	53	47	71	60	49			
Pressão Arterial	Altura máxima	H <sub>Amax</sub>	mm	28	35	45	42	57	63	57	67	85			
	Altura mínima	H <sub>Amin</sub>	mm	20	28	37	31	47	55	42	55	75			
Fluxo	Comprimento	L <sub>f</sub>	mm	24	22.5	23	25	23	22	26.5	23.5	23			
	Altura máxima	H <sub>fmax</sub>	mm	14	14	15	19	20	20	23	24	24.5			
	Area	A <sub>f</sub>	mm <sup>2</sup>	202	189	207	285	276	264	366	339	339			
Refluxo	Comprimento	L <sub>r</sub>	mm	5	5	5.5	5.5	5.5	5	4	4	4			
	Altura máxima	H <sub>rmax</sub>	mm	6.5	7.5	8.5	7	8	9	6.5	7.5	8.5			
	Area	A <sub>r</sub>	mm <sup>2</sup>	16.3	18.8	23.4	19.3	22.0	22.5	13.0	15.0	17.0			
	Altura do Gradiente	H <sub>gr</sub>	mm	22	27	30	27	33	44	20	30	44			
Gradiente	Comprimento	L <sub>g</sub>	mm	18	16	14	18	15.5	13.5	17.5	15.5	14			
	Altura máxima	H <sub>gmax</sub>	mm	9.5	10.5	10	17	16.5	16.5	20.5	22	21.5			
	Area	A <sub>g</sub>	mm <sup>2</sup>	114.1	112.1	93.4	204.1	170.6	148.6	239.3	227.4	200.8			
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	88	105	125	87	113	128	85	100	122			
	Pressão Arterial Sistólica	P <sub>Asist</sub>	mmHg	47	58	75	70	95	105	95	111	141			
	Pressão Arterial Diastólica	P <sub>Adiast</sub>	mmHg	33	47	62	52	78	91	70	91	125			
	Pressão Arterial Média	P <sub>AM</sub>	mmHg	38	50	66	58	84	96	78	98	130			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	16954	16954	18165	23009	24220	24220	27853	29064	29670			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10189	10189	10917	13828	14556	14556	16740	17467	17831			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	15.8	17.5	16.6	28.3	27.4	27.4	34.1	36.6	35.7			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	7.9	8.3	6.7	13.6	12.3	11.2	15.0	16.1	14.5			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	19.4	23.8	26.4	23.8	29.0	38.7	17.6	26.4	38.7			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3308	3624	4642	4673	5815	6235	6027	6540	7951			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	40.8	38.2	41.9	57.6	55.8	53.4	73.9	68.4	68.4			
	Tempo do Ciclo	T	ms	680	570	480	690	530	470	710	600	490			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	240	225	230	250	230	220	265	235	230			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	35.3	39.5	47.9	36.2	43.4	46.8	37.3	39.2	46.9			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	3.3	3.8	4.7	3.9	4.4	4.5	2.6	3.0	3.4			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	8.0	9.9	11.3	6.7	8.0	8.5	3.5	4.4	5.0			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.38	1.31	1.44	1.40	1.49	1.49	1.54	1.55	1.60	1.47	0.094	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.17	1.14	1.36	1.21	1.34	1.40	1.40	1.41	1.51	1.33	0.124	
	Coefficiente de descarga	C <sub>d</sub>	-	0.64	0.61	0.67	0.65	0.70	0.70	0.72	0.73	0.75	0.69	0.044	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.49	0.46	0.51	0.49	0.53	0.53	0.54	0.55	0.57	0.52	0.033	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.45	0.42	0.45	0.46	0.49	0.48	0.52	0.52	0.54	0.48	0.041	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ	248	299	406	547	714	762	918	1041	1319	695	358.237	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	42.9	42.2	37.7	104.3	91.7	79.9	148.0	146.8	132.3	91.7	44.570	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	8.5	12.0	16.6	12.3	17.2	23.4	6.2	10.7	17.7	13.8	5.361	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	51.4	54.2	54.3	116.6	108.9	103.3	154.1	157.4	150.0	105.6	43.824	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	17.3	14.1	9.3	19.1	12.8	10.5	16.1	14.1	10.0	13.7	3.394	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	3.4	4.0	4.1	2.3	2.4	3.1	0.7	1.0	1.3	2.5	1.271	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	20.8	18.1	13.4	21.3	15.2	13.6	16.8	15.1	11.4	16.2	3.376	



Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PSS 19-2										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, Nº da foto	-	-	305	306	307	308	309	310	311	312	313			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	72	62	46.5	65	54.5	44	65.5	58	46			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	30	34	48	42	54	66	64	67	84			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	21	26	42	31	43	57	47	52	76			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	25.5	25	23.5	24	26	23	26	26	23.5			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	14	15	15.5	18.5	19	19.5	23	23	24.5			
Refluxo	Area	Af	mm <sup>2</sup>	215	225	219	267	297	270	359	359	346			
	Comprimento	Lr	mm	5	5	5	5	5	4.5	4	4	4			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	5	5.5	7	5.5	7.5	7.5	6	7	9			
Gradiente	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	12.5	13.8	17.5	13.8	18.8	16.9	12.0	14.0	18.0			
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	19	18	32	29	36	40	30	40	51			
	Comprimento	Lg	mm	18.5	15	12.5	16	14.5	14	19	17	13			
Prótese	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	10	12	11.5	16.5	15.5	15.5	22	24.5	22			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	123.4	120.1	95.9	176.1	149.9	144.7	278.8	277.8	190.8			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5			
Hidrodinâmica	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
Parâmetros	Frequência	F	sist/min	83	97	129	92	110	136	92	103	130			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	50	57	80	70	90	110	106	111	140			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	35	43	70	52	71	95	78	86	126			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	40	48	73	58	78	100	88	95	131			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	16954	18165	18771	22404	23009	23615	27853	27853	29670			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10189	10917	11281	13465	13828	14192	16740	16740	17831			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	16.6	20.0	19.1	27.4	25.8	25.8	36.6	40.7	36.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	8.0	8.0	6.8	12.2	9.6	10.5	17.8	17.8	13.5			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	16.7	15.8	28.2	25.5	31.7	35.2	26.4	35.2	44.9			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3399	4134	5246	4716	6182	6956	6424	7213	8637			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	43.3	45.5	44.2	53.9	59.9	54.4	72.6	72.6	69.9			
	Tempo do Ciclo	T	ms	720	620	465	650	545	440	655	580	460			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	255	250	235	240	260	230	260	260	235			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	35.4	40.3	50.5	36.9	47.7	52.3	39.7	44.8	51.1			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	2.5	2.8	3.5	2.8	3.8	3.4	2.4	2.8	3.6			
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%	5.8	6.1	8.0	5.2	6.3	6.3	3.3	3.9	5.2			
	Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.34	1.31	1.39	1.38	1.46	1.50	1.49	1.41	1.58	1.43	0.086
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.16	1.25	1.40	1.25	1.44	1.42	1.28	1.28	1.57	1.34	0.127	
Coeficiente de descarga		C <sub>d</sub>	-	0.63	0.61	0.65	0.65	0.69	0.70	0.70	0.66	0.74	0.67	0.040	
Índice de Desempenho		ID	-	0.47	0.46	0.49	0.49	0.52	0.53	0.52	0.50	0.56	0.50	0.030	
Índice de Eficiência		IE	-	0.45	0.44	0.45	0.46	0.48	0.50	0.51	0.48	0.53	0.48	0.031	
Energia Total		E <sub>t</sub>	mJ	277	337	471	501	696	799	1019	1088	1343	726	366.226	
Perda de energia sistólica		ΔE <sub>s</sub>	mJ	46.4	48.4	40.0	87.6	76.6	75.9	172.4	171.8	125.7	93.9	51.399	
Perda de energia do refluxo		ΔE <sub>r</sub>	mJ	5.6	5.9	13.3	9.4	16.0	16.0	8.5	13.3	21.7	12.2	5.320	
Parâmetros	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	52.1	54.3	53.2	97.0	92.6	91.9	180.9	185.1	147.4	106.0	52.926	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	16.8	14.3	8.5	17.5	11.0	9.5	16.9	15.8	9.4	13.3	3.681	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	2.0	1.7	2.8	1.9	2.3	2.0	0.8	1.2	1.6	1.8	0.578	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	18.8	16.1	11.3	19.4	13.3	11.5	17.8	17.0	11.0	15.1	3.377	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	314	315	316	317	318	319	320	321	322	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-		314	315	316	317	318	319	320	321	322		
Frequência	Distância entre picos	L	mm		69	56	49	64.3	60	50	72	60	47		
Pressão Arterial	Altura máxima	H <sub>Amax</sub>	mm		27	37	43	47	52	60	54	68	83		
	Altura mínima	H <sub>Amin</sub>	mm		21	31	37	37	42	51	40	55	75		
Fluxo	Comprimento	L <sub>f</sub>	mm		23.5	22	22	26.3	25	24	27	25.5	23		
	Altura máxima	H <sub>fmax</sub>	mm		12	14	14	19	20	20	23	23	24		
	Area	A <sub>f</sub>	mm <sup>2</sup>		169	185	185	303	301	288	373	352	332		
Refluxo	Comprimento	L <sub>r</sub>	mm		5	5	4.5	5	4.5	4.5	5	4.5	5		
	Altura máxima	H <sub>rmax</sub>	mm		4.5	6.5	7	6	7.5	10	7	9.5	11.5		
	Area	A <sub>r</sub>	mm <sup>2</sup>		11.3	16.3	15.8	15.0	16.9	22.5	17.5	21.4	28.8		
	Altura do Gradiente	H <sub>gr</sub>	mm		14	19	25	23	30	30	21	33	50		
Gradiente	Comprimento	L <sub>g</sub>	mm		18	15.5	14	18	16	14	18.5	16.5	13		
	Altura máxima	H <sub>gmax</sub>	mm		6	9	9.5	16	15.5	16.5	18	22	22.5		
	Area	A <sub>g</sub>	mm <sup>2</sup>		72.0	93.0	88.7	192.1	165.4	154.1	222.1	242.1	195.1		
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm		16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5	16.5		
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>		2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14		
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm		19	19	19	19	19	19	19	19	19		
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>		2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83		
Hidrodinâmica	Frequência	F	sis/min		87	107	122	93	100	120	83	100	128		
	Pressão Arterial Sistólica	P <sub>Asist</sub>	mmHg		45	62	71	78	86	100	90	113	141		
	Pressão Arterial Diastólica	P <sub>Adiast</sub>	mmHg		35	52	62	62	70	85	67	91	125		
	Pressão Arterial Média	P <sub>AM</sub>	mmHg		38	55	65	67	75	90	74	99	130		
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min		14532	16954	16954	23009	24220	24220	27853	27853	29064		
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min		8734	10189	10189	13828	14556	14556	16740	16740	17467		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		10.0	15.0	15.8	26.6	25.8	27.4	29.9	36.6	37.4		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		5.1	7.0	6.7	12.1	11.0	10.7	13.7	15.8	14.1		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		12.3	16.7	22.0	20.2	26.4	26.4	18.5	29.0	44.0		
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min		2778	3652	4186	5401	5726	6443	5984	6684	7809		
	Volume sistólico	V <sub>S</sub>	cm <sup>3</sup>		34.2	37.4	37.4	61.1	60.7	58.2	75.3	71.2	67.0		
	Tempo do Ciclo	T	ms		690	560	490	645	600	500	720	600	470		
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms		235	220	220	265	250	240	270	255	230		
	Sístole, Porcentagem	%s	%		34.1	39.3	44.9	41.1	41.7	48.0	37.5	42.5	48.9		
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>		2.3	3.3	3.2	3.0	3.4	4.5	3.5	4.3	5.8		
	Refluxo, porcentagem	%r	%		6.6	8.8	8.5	5.0	5.6	7.8	4.7	6.1	8.7		
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AE <sub>Fp</sub>	cm <sup>2</sup>		1.49	1.42	1.38	1.44	1.54	1.49	1.64	1.49	1.53	1.49	0.078
	Area Efetiva de Fluxo	AE <sub>Fm</sub>	cm <sup>2</sup>		1.25	1.24	1.27	1.29	1.42	1.44	1.46	1.36	1.50	1.36	0.100
	Coefficiente de descarga	C <sub>d</sub>	-		0.70	0.66	0.64	0.67	0.72	0.70	0.77	0.70	0.72	0.70	0.037
	Índice de Desempenho	ID	-		0.52	0.50	0.49	0.51	0.54	0.53	0.58	0.52	0.54	0.53	0.028
	Índice de Eficiência	IE	-		0.49	0.46	0.44	0.48	0.51	0.49	0.55	0.49	0.49	0.49	0.031
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ		198	308	356	644	698	780	883	1085	1288	694	364.243
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ		23.2	35.0	33.4	98.1	89.0	82.9	137.4	149.7	125.9	86.1	47.118
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ		3.7	7.3	9.3	8.2	12.0	16.0	8.7	16.7	34.0	12.9	8.943
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ		27.0	42.3	42.7	106.3	100.9	98.8	146.1	166.4	159.9	98.9	52.558
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%		11.8	11.4	9.4	15.2	12.7	10.6	15.6	13.8	9.8	12.2	2.251
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%		1.9	2.4	2.6	1.3	1.7	2.0	1.0	1.5	2.6	1.9	0.582
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%		13.6	13.7	12.0	16.5	14.5	12.7	16.5	15.3	12.4	14.1	1.697

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	78	79	80	81	PSS 21-1	82	83	84	85	86	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-		78	79	80	81	82	83	84	85	86			
Frequência	Distância entre picos	L	mm		71	61	48.5	69	58.5	50	72	59.5	49.5			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm		28	38	50	48	59	71	66	84	103			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm		20	30	43	34	47	61	47	67	80			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm		23	23	21.5	22.5	22.5	23	24	22	20			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm		16	15	16.5	21	22	23	28.5	29	29			
	Area	Al	mm <sup>2</sup>		221	207	213	284	297	318	411	383	349			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm		4	4.5	3.5	4	4	4	3.5	4	4			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm		6	7	8	8	8.5	9.5	10.5	11	11.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>		12.0	15.8	14.0	16.0	17.0	19.0	18.4	22.0	23.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm		12	20	32	21	30	40	27	45	58			
	Comprimento	Lg	mm		17	16.5	13.5	18	16	13.5	17.5	15.5	13			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm		9	9	11.5	14.5	14	14.5	21	22.5	23			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>		102.1	99.0	103.6	174.1	149.4	130.6	245.1	232.6	199.4			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm		18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>		2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm		21	21	21	21	21	21	21	21	21			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>		3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min		85	98	124	87	103	120	83	101	121			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg		47	63	83	80	98	118	110	140	171			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg		33	50	71	57	78	101	78	111	133			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg		38	54	75	64	85	107	89	121	146			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min		19376	18165	19982	25431	26642	27853	34514	35119	35119			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min		11645	10917	12009	15284	16012	16740	20743	21107	21107			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		15.0	15.0	19.1	24.1	23.3	24.1	34.9	37.4	38.2			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		7.4	7.2	8.0	12.9	11.0	9.4	17.0	17.6	16.6			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		10.6	17.6	28.2	18.5	26.4	35.2	23.8	39.6	51.0			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min		3568	3804	4975	4704	5808	7242	6606	7358	7967			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>		44.6	41.9	43.0	57.3	60.1	64.2	83.0	77.4	70.4			
Parâmetros	Tempo do Ciclo	T	ms		710	610	485	690	585	500	720	595	495			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms		230	230	215	225	225	230	240	220	200			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%		32.4	37.7	44.3	32.6	38.5	46.0	33.3	37.0	40.4			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>		2.4	3.2	2.8	3.2	3.4	3.8	3.7	4.4	4.6			
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%		5.4	7.6	6.6	5.6	5.7	6.0	4.5	5.7	6.6			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>		1.62	1.52	1.48	1.67	1.78	1.83	1.89	1.85	1.83	1.72	0.154	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>		1.38	1.32	1.37	1.38	1.56	1.76	1.63	1.63	1.67	1.52	0.161	
	Coefficiente de descarga	C <sub>d</sub>	-		0.60	0.56	0.55	0.62	0.66	0.68	0.70	0.69	0.68	0.64	0.057	
	Índice de Desempenho	ID	-		0.47	0.44	0.43	0.48	0.52	0.53	0.54	0.54	0.53	0.50	0.044	
	Índice de Eficiência	IE	-		0.44	0.40	0.40	0.46	0.49	0.50	0.52	0.51	0.49	0.47	0.044	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ		268	343	478	590	767	996	1169	1428	1523	840	463.247	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ		43.9	39.9	45.9	98.3	88.4	80.7	187.8	181.4	155.5	102.4	58.683	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ		3.4	7.5	10.6	8.0	12.1	18.0	11.7	23.4	31.6	14.0	8.848	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ		47.3	47.4	56.5	106.3	100.5	98.7	199.6	204.8	187.1	116.5	64.730	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%		16.4	11.6	9.6	16.7	11.5	8.1	16.1	12.7	10.2	12.5	3.158	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%		1.3	2.2	2.2	1.3	1.6	1.8	1.0	1.6	2.1	1.7	0.426	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%		17.6	13.8	11.8	18.0	13.1	9.9	17.1	14.3	12.3	14.2	2.824	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PSS 21-2										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	96	97	98	99	100	101	102	103	104			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	78	58.5	46.5	72	60.5	48	73	56	47.5			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	28	37	49	47	56	69	63	86	96			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	17	27	42	32	43	59	45	70	84			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	23	23	22.5	25	25	26.5	27	27	27			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15.5	16	16.5	22	22.5	23.5	24	25	26			
Refluxo	Area	Al	mm <sup>2</sup>	214	221	223	331	338	374	389	406	422			
	Comprimento	Lr	mm	4	4	3.5	4	3	3	3.5	3.5	4			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	5.5	7.5	8.5	7	6	8.5	7	9	10			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	11.0	15.0	14.9	14.0	9.0	12.8	12.3	15.8	20.0			
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	16	23	36	23	24	35	27	50	53			
	Comprimento	Lg	mm	19	15	13	18	15	13.5	18	15.5	12			
Gradiente	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	10	12.5	14	18.5	17.5	20.5	22.5	21	22			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	126.7	125.1	121.4	222.1	175.1	184.6	270.1	217.1	176.1			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5			
Prótese	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	77	103	129	83	99	125	82	107	126			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	47	62	81	78	93	115	105	143	160			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	28	45	70	53	71	98	75	116	140			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	34	50	74	62	79	104	85	125	146			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18771	19376	19982	26642	27248	28459	29064	30275	31486			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	11281	11645	12009	16012	16376	17104	17467	18195	18923			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	16.6	20.8	23.3	30.8	29.1	34.1	37.4	34.9	36.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	9.2	9.0	9.0	14.8	11.6	11.6	16.6	13.4	10.8			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	14.1	20.2	31.7	20.2	21.1	30.8	23.8	44.0	46.6			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3156	4269	5424	5325	6588	9123	6259	8434	10248			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	43.3	44.6	45.0	66.7	68.2	75.6	78.6	81.9	85.2			
	Tempo do Ciclo	T	ms	780	585	465	720	605	480	730	560	475			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	230	230	225	250	250	265	270	270	270			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	29.5	39.3	48.4	34.7	41.3	55.2	37.0	48.2	56.8			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	2.2	3.0	3.0	2.8	1.8	2.6	2.5	3.2	4.0			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	5.1	6.8	6.7	4.2	2.7	3.4	3.1	3.9	4.7			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.49	1.37	1.34	1.55	1.63	1.57	1.53	1.65	1.68	1.54	0.120	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.20	1.25	1.30	1.35	1.55	1.62	1.38	1.61	1.86	1.46	0.215	
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.55	0.51	0.50	0.58	0.61	0.59	0.57	0.62	0.63	0.57	0.045	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.43	0.40	0.39	0.45	0.47	0.45	0.44	0.48	0.49	0.44	0.035	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.41	0.37	0.36	0.43	0.46	0.44	0.43	0.46	0.46	0.42	0.038	
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ	251	354	496	679	822	1160	1063	1513	1784	902	523.138	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	52.8	53.8	53.9	131.4	105.9	116.6	174.3	145.9	123.1	106.4	44.134	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	4.2	8.2	12.7	7.6	5.1	10.6	7.8	18.6	25.1	11.1	6.810	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	57.0	62.0	66.5	139.0	111.0	127.2	182.1	164.6	148.2	117.5	46.476	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	21.0	15.2	10.8	19.4	12.9	10.1	16.4	9.6	6.9	13.6	4.747	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	1.7	2.3	2.6	1.1	0.6	0.9	0.7	1.2	1.4	1.4	0.672	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	22.7	17.5	13.4	20.5	13.5	11.0	17.1	10.9	8.3	15.0	4.786	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PSS 21-3											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	105	106	107	108	109	110	111	112	113	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	71	60	48	73	55	48	68	53	47			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	31	35	47	44	62	71	67	88	91			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	22	22	40	29	50	60	48	71	77			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	23	22.5	23	24.5	23	22.5	25.5	23.5	20.5			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15.5	16	16.5	20.5	22	22	25.5	26.5	26			
Refluxo	Area	Al	mm <sup>2</sup>	214	216	228	302	304	297	391	374	320			
	Comprimento	Lr	mm	5	5	4.5	4	4	3.5	4	3	3			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	7.5	8.5	9.5	8.5	9	11	9	9	10			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	18.8	21.3	21.4	17.0	18.0	19.3	18.0	13.5	15.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	13	23	27	21	28	49	28	41	48			
	Comprimento	Lg	mm	17	14.5	12.5	18	14.5	12	17.5	15	12			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	9	11.5	11	20	18	21	23.5	23	24.5			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	102.1	111.2	91.7	240.1	174.1	168.1	274.3	230.1	196.1			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69	2.69			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21			
Hidrodinâmica	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
	Frequência	F	sist/min	85	100	125	82	109	125	88	113	128			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	52	58	78	73	103	118	111	146	151			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	37	37	67	48	83	100	80	118	128			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	42	44	70	57	90	106	90	127	136			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18771	19376	19982	24826	26642	26642	30881	32092	31486			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	11281	11645	12009	14920	16012	16012	18559	19287	18923			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	15.0	19.1	18.3	33.3	29.9	34.9	39.1	38.2	40.7			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	7.4	8.2	6.6	16.3	12.6	12.4	17.9	16.3	15.9			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	11.4	20.2	23.8	18.5	24.6	43.1	24.6	36.1	42.2			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3335	3939	5216	4726	6301	7021	6640	8245	7869			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	43.3	43.7	46.0	60.9	61.4	60.1	78.9	75.6	64.7			
	Tempo do Ciclo	T	ms	710	600	480	730	550	480	680	530	470			
	Tempo de sistole	T <sub>s</sub>	ms	230	225	230	245	230	225	255	235	205			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	32.4	37.5	47.9	33.6	41.8	46.9	37.5	44.3	43.6			
	Parâmetros	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	3.8	4.3	4.3	3.4	3.6	3.9	3.6	2.7	3.0		
Refluxo, porcentagem		% <sub>r</sub>	%	8.8	9.8	9.4	5.6	5.9	6.5	4.6	3.6	4.7			
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.57	1.43	1.51	1.39	1.57	1.46	1.60	1.68	1.59	1.53	0.092	
Area Efetiva de Fluxo		AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.34	1.31	1.51	1.19	1.46	1.47	1.42	1.54	1.53	1.42	0.116	
Coeficiente de descarga		Cd	-	0.58	0.53	0.56	0.52	0.59	0.54	0.59	0.62	0.59	0.57	0.034	
Índice de Desempenho		ID	-	0.45	0.41	0.44	0.40	0.45	0.42	0.46	0.48	0.46	0.44	0.027	
Índice de Eficiência		IE	-	0.41	0.37	0.40	0.38	0.43	0.39	0.44	0.47	0.44	0.41	0.031	
Energia Total		Et	mJ	282	303	473	591	838	947	1138	1448	1307	814	429.892	
Perda de energia sistólica		ΔE <sub>s</sub>	mJ	42.5	47.8	40.7	132.4	103.0	99.4	188.1	164.0	137.1	106.1	54.180	
Perda de energia do refluxo		ΔE <sub>r</sub>	mJ	5.8	11.6	13.7	8.5	11.9	22.3	11.9	13.1	17.1	12.9	4.758	
Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	48.3	59.4	54.4	140.8	114.9	121.8	200.0	177.1	154.1	119.0	55.221		
Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	15.1	15.8	8.6	22.4	12.3	10.5	16.5	11.3	10.5	13.7	4.238		
Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	2.0	3.8	2.9	1.4	1.4	2.4	1.0	0.9	1.3	1.9	0.964		
Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	17.1	19.6	11.5	23.8	13.7	12.9	17.6	12.2	11.8	15.6	4.235		

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	269	270	271	272	PSS 23-1	273	274	275	276	277	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, Nº da foto	-	-													
Frequência	Distância entre picos	L	mm		77	58.5	45.5	65	55.5	49	71	57	48			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm		34	41	51	50	59	67	58	79	90			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm		21	33	44	38	50	57	45	67	78			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm		24	24	22	26	24.5	23	27	27	25			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm		15	16	16.5	20	21	21	24	25.5	25			
Refluxo	Area	Af	mm <sup>2</sup>		216	231	218	313	309	290	389	414	376			
	Comprimento	Lr	mm		5	5	4.5	5	5	5	5	4.5	4			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm		6	7.5	9	7	9.5	10	8.5	9.5	9.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>		15.0	18.8	20.3	17.5	23.8	25.0	21.3	21.4	19.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm		15	23	29	15	21	20	18	22	42			
	Comprimento	Lg	mm		19	14.5	13	16.5	14	13	17.5	16.5	12.5			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm		5.5	6	6	9	9.5	10	13.5	13.5	12			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>		69.7	58.0	52.0	99.0	88.7	86.7	157.6	148.6	100.1			
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm		20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>		3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm		23	23	23	23	23	23	23	23	23			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>		4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min		78	103	132	92	108	122	85	105	125			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg		57	68	85	83	98	111	96	131	150			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg		35	55	73	63	83	95	75	111	130			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg		42	59	77	70	88	100	82	118	136			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min		18165	19376	19982	24220	25431	25431	29064	30881	30275			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min		10917	11645	12009	14556	15284	15284	17467	18559	18195			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		9.1	10.0	10.0	15.0	15.8	16.6	22.4	22.4	20.0			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		4.8	4.0	3.9	6.3	6.0	6.3	9.7	9.1	6.7			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		13.2	20.2	25.5	13.2	18.5	17.6	15.8	19.4	37.0			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min		3167	4390	5269	5498	6230	6558	6281	8339	8999			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>		43.7	46.6	44.0	63.1	62.4	58.6	78.6	83.5	75.8			
	Tempo do Ciclo	T	ms		770	585	455	650	555	490	710	570	480			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms		240	240	220	260	245	230	270	270	250			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%		31.2	41.0	48.4	40.0	44.1	46.9	38.0	47.4	52.1			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>		3.0	3.8	4.1	3.5	4.8	5.0	4.3	4.3	3.8			
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%		6.9	8.1	9.3	5.6	7.7	8.6	5.5	5.2	5.1			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>		1.94	1.98	2.04	2.02	2.07	2.01	1.98	2.11	2.19	2.04		0.075
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>		1.60	1.88	1.96	1.87	2.01	1.97	1.81	1.98	2.28	1.93		0.180
	Coefficiente de descarga	Cd	-		0.59	0.60	0.62	0.61	0.63	0.61	0.60	0.64	0.66	0.62		0.023
	Índice de Desempenho	ID	-		0.47	0.48	0.49	0.49	0.50	0.49	0.48	0.51	0.53	0.49		0.018
	Índice de Eficiência	IE	-		0.43	0.44	0.45	0.46	0.46	0.44	0.45	0.48	0.50	0.46		0.021
	Energia Total	E <sub>t</sub>	mJ		273	393	475	640	783	832	961	1416	1445	802		417.888
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ		28.1	25.0	23.1	53.3	50.1	49.0	101.7	101.9	67.3	55.5		30.066
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ		5.3	10.2	13.9	6.2	11.8	11.8	9.1	11.1	18.9	10.9		4.056
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ		33.4	35.2	37.0	59.5	61.9	60.8	110.7	113.0	86.1	66.4		30.729
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%		10.3	6.3	4.9	8.3	6.4	5.9	10.6	7.2	4.7	7.2		2.158
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%		1.9	2.6	2.9	1.0	1.5	1.4	0.9	0.8	1.3	1.6		0.749
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%		12.2	8.9	7.8	9.3	7.9	7.3	11.5	8.0	6.0	8.8		2.008

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PSS 23-2											
Amostra	Ensaio, Nº da foto	-	-	251	252	253	254	255	256	257	258	259	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	73	58.5	44.5	65	58	46	67.5	61	52			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	30	37.5	48.5	52	55	70.5	57.5	72	80.5			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	23	29.5	40	41.5	43	57	43.5	56	65.5			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	25	20	21.5	22.5	21	22	25.5	26	23.5			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	14	15	15	21	21	20	24	25	25			
Refluxo	Area	Af	mm <sup>2</sup>	210	180	194	284	265	264	368	391	353			
	Comprimento	Lr	mm	4.5	5	4.5	5	5.5	5.5	5.5	5.5	5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	5.5	7	8	8	8	9	8.5	8	8.5			
Gradiente	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	12.4	17.5	18.0	20.0	22.0	24.8	23.4	22.0	21.3			
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	13	17	28	26	19	28	16	25	39			
	Comprimento	Lg	mm	17	15.5	13.5	17.5	16.5	13.5	14	16.5	14			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	4.5	7	7.5	8.5	12	8	15	16	19			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	51.0	72.4	67.5	99.2	132.1	72.0	140.1	176.1	177.4			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23			
Hidrodinâmica	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
	Frequência	F	sist/min	82	103	135	92	103	130	89	98	115			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	50	62	81	86	91	117	96	120	134			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	38	49	67	69	71	95	72	93	109			
Parâmetros	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	42	53	71	75	78	102	80	102	117			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	16954	18165	18165	25431	25431	24220	29064	30275	30275			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10189	10917	10917	15284	15284	14556	17467	18195	18195			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	7.5	11.6	12.5	14.1	20.0	13.3	24.9	26.6	31.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	3.4	6.0	5.2	7.3	10.5	5.4	9.1	11.3	12.6			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	11.4	15.0	24.6	22.9	16.7	24.6	14.1	22.0	34.3			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3285	3371	4786	4919	5076	6311	6181	7320	7730			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	42.5	36.4	39.1	57.3	53.5	53.4	74.3	78.9	71.3			
	Tempo do Ciclo	T	ms	730	585	445	650	580	460	675	610	520			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	250	200	215	225	210	220	255	260	235			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	34.2	34.2	48.3	34.6	36.2	47.8	37.8	42.6	45.2			
	Volume de refluxo	Vr	cm <sup>3</sup>	2.5	3.5	3.6	4.0	4.4	5.0	4.7	4.4	4.3			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	5.9	9.7	9.3	7.0	8.3	9.4	6.4	5.6	6.0			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	2.00	1.72	1.66	2.19	1.84	2.15	1.88	1.90	1.74	1.90	0.184	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.79	1.44	1.54	1.82	1.53	2.02	1.87	1.75	1.66	1.71	0.186	
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.61	0.52	0.50	0.66	0.56	0.65	0.57	0.57	0.53	0.57	0.056	
Índice de Desempenho	ID	-	0.48	0.41	0.40	0.53	0.44	0.52	0.45	0.46	0.42	0.46	0.044		
Índice de Eficiência	IE	-	0.45	0.37	0.36	0.49	0.41	0.47	0.42	0.43	0.39	0.42	0.043		
Energia Total	Et	mJ	258	289	399	628	632	766	883	1190	1233	697	358.426		
Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	19.2	29.2	27.2	56.0	74.6	38.7	90.4	118.4	119.3	63.7	38.871		
Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	3.8	7.0	11.9	12.3	9.9	16.4	8.9	13.0	19.6	11.4	4.767		
Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	23.0	36.2	39.2	68.3	84.5	55.1	99.2	131.4	138.9	75.1	41.632		
Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	7.5	10.1	6.8	8.9	11.8	5.1	10.2	9.9	9.7	8.9	2.077		
Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	1.5	2.4	3.0	2.0	1.6	2.1	1.0	1.1	1.6	1.8	0.643		
Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	8.9	12.6	9.8	10.9	13.4	7.2	11.2	11.0	11.3	10.7	1.853		

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio										
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	260	261	262	263	264	265	266	267	268	Média	D.P.
Frequência	Distância entre picos	L	mm	68	56.5	46.5	77	61	51.5	72	57.5	47		
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	34	42	50	42	57	65	59	74	90		
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	25	34	43	30	45	56	42	58	78		
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	24	23	23	26.5	26	24.5	26	23.5	22		
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15	16	16	19	20	21.5	23.5	25	23.5		
	Area	Af	mm <sup>2</sup>	216	221	221	303	313	317	367	353	311		
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	4	4.5	4	5	5	4.5	4	5	5.5		
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	4.5	6.5	7	6	7	8.5	7	8.5	9		
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	9.0	14.6	14.0	15.0	17.5	19.1	14.0	21.3	24.8		
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	15	25	30	23	30	39	25	33	44		
Gradiente	Comprimento	Lg	mm	18	16	13.5	18.5	16.5	14.5	19	16	14		
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	5.5	7.5	7	9	10	12	16	15.5	15		
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	66.0	80.0	63.0	111.1	110.1	116.1	202.8	165.4	140.1		
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5	20.5		
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30	3.30		
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23		
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15		
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	88	106	129	78	98	117	83	104	128		
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	57	70	83	70	95	108	98	123	150		
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	42	57	71	50	75	93	70	96	130		
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	47	61	75	57	81	98	79	105	136		
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18165	19376	19376	23009	24220	26037	28459	30275	28459		
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	10917	11645	11645	13828	14556	15648	17104	18195	17104		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	9.1	12.5	11.6	15.0	16.6	20.0	26.6	25.8	24.9		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	4.6	5.8	4.6	7.0	7.0	7.9	13.0	11.7	10.6		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	13.2	22.0	26.4	20.2	26.4	34.3	22.0	29.0	38.7		
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3694	4428	5396	4524	5858	6996	5942	6990	7370		
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	43.7	44.6	44.6	61.1	63.1	63.9	74.1	71.3	62.7		
	Tempo do Ciclo	T	ms	680	565	465	770	610	515	720	575	470		
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	240	230	230	265	260	245	260	235	220		
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	35.3	40.7	49.5	34.4	42.6	47.6	36.1	40.9	46.8		
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	1.8	3.0	2.8	3.0	3.5	3.9	2.8	4.3	5.0		
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%	4.2	6.6	6.3	5.0	5.6	6.0	3.8	6.0	8.0		
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.94	1.77	1.83	1.92	1.92	1.88	1.78	1.93	1.84	1.87	0.064
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.65	1.56	1.76	1.69	1.77	1.80	1.53	1.72	1.70	1.69	0.092
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.59	0.54	0.56	0.58	0.58	0.57	0.54	0.58	0.56	0.57	0.019
	Índice de Desempenho	ID	-	0.47	0.43	0.44	0.46	0.46	0.45	0.43	0.46	0.44	0.45	0.013
	Índice de Eficiência	IE	-	0.45	0.40	0.41	0.44	0.44	0.43	0.41	0.44	0.41	0.42	0.017
	Energia Total	Et	mJ	298	397	476	517	744	903	911	1112	1228	732	328.735
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	26.6	34.4	27.1	56.7	59.2	67.1	128.1	111.2	88.5	66.6	36.394
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	3.2	8.7	9.9	8.2	12.4	17.7	8.3	16.6	25.8	12.3	6.746
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	29.8	43.1	37.1	64.9	71.6	84.8	136.4	127.8	114.3	78.9	39.803
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	8.9	8.7	5.7	11.0	8.0	7.4	14.1	10.0	7.2	9.0	2.457
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	1.1	2.2	2.1	1.6	1.7	2.0	0.9	1.5	2.1	1.7	0.458
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	10.0	10.8	7.8	12.6	9.6	9.4	15.0	11.5	9.3	10.7	2.123



Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	177	178	179	180	181	182	183	184	185	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-		177	178	179	180	181	182	183	184	185		
Frequência	Distância entre picos	L	mm		70	58	47	67	55	46	69	57	44.5		
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm		30	37	48	49	58	70	60	75	92		
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm		21	29	40	36	47	59	45	63	83		
Fluxo	Comprimento	Lf	mm		23	22.5	21.5	24.5	24	22	25	23	19.5		
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm		15	15.5	15.5	20	21.5	22.5	24.5	24.5	26		
	Area	Al	mm <sup>2</sup>		207	210	200	294	310	297	368	339	305		
Refluxo	Comprimento	Lr	mm		5	5	4.5	4.5	4	4	4.5	4	4.5		
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm		10	10.5	11.5	11.5	12.5	14	13	13	16		
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>		25.0	26.3	25.9	25.9	25.0	28.0	29.3	26.0	36.0		
	Altura do Gradiente	Hgr	mm		18	19	30	26	26	42	28	37	50		
Gradiente	Comprimento	Lg	mm		19.5	15.5	13.5	18	15	13.5	18	15.5	13		
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm		7	9.5	9.5	12	13	13	16	16.5	15.5		
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>		91.0	98.2	85.5	144.1	130.1	117.1	192.1	170.6	134.4		
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm		18	18	18	18	18	18	18	18	18		
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>		2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54		
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm		19	19	19	19	19	19	19	19	19		
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>		2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83		
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min		86	103	128	90	109	130	87	105	135		
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg		50	62	80	81	96	116	100	125	153		
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg		35	48	67	60	78	98	75	105	138		
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg		40	53	71	67	84	104	83	111	143		
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min		18165	18771	18771	24220	26037	27248	29670	29670	31486		
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min		10917	11281	11281	14556	15648	16376	17831	17831	18923		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		11.6	15.8	15.8	20.0	21.6	21.6	26.6	27.4	25.8		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		6.6	7.3	6.6	9.8	9.0	8.8	12.8	12.3	11.5		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		15.8	16.7	26.4	22.9	22.9	37.0	24.6	32.6	44.0		
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min		3155	3829	4495	4856	6279	7096	5948	6644	7314		
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>		41.9	42.3	40.4	59.4	62.6	60.1	74.3	68.4	61.5		
	Tempo do Ciclo	T	ms		700	580	470	670	550	460	690	570	445		
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms		230	225	215	245	240	220	250	230	195		
	Sístole, Porcentagem	%s	%		32.9	38.8	45.7	36.6	43.6	47.8	36.2	40.4	43.8		
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>		5.0	5.3	5.2	5.2	5.0	5.7	5.9	5.2	7.3		
	Refluxo, porcentagem	%r	%		12.1	12.5	12.9	8.8	8.1	9.4	7.9	7.7	11.8		
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>		1.72	1.53	1.53	1.75	1.81	1.89	1.86	1.83	2.00	1.77	0.160
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>		1.37	1.35	1.42	1.50	1.68	1.78	1.61	1.64	1.81	1.57	0.170
	Coefficiente de descarga	Cd	-		0.68	0.60	0.60	0.69	0.71	0.74	0.73	0.72	0.79	0.70	0.063
	Índice de Desempenho	ID	-		0.61	0.54	0.54	0.62	0.64	0.67	0.66	0.65	0.71	0.62	0.056
	Índice de Eficiência	IE	-		0.53	0.47	0.47	0.56	0.59	0.61	0.60	0.60	0.62	0.56	0.058
	Energia Total	Et	mJ		259	338	418	609	778	905	950	1127	1266	739	355.930
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ		36.7	40.9	35.7	77.5	75.2	70.8	126.5	112.4	94.0	74.4	32.801
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ		10.7	11.8	18.4	15.9	15.4	27.8	19.4	22.8	42.6	20.5	9.835
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ		47.4	52.7	54.0	93.4	90.6	98.7	145.9	135.2	136.6	94.9	38.248
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%		14.2	12.1	8.5	12.7	9.7	7.8	13.3	10.0	7.4	10.6	2.506
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%		4.1	3.5	4.4	2.6	2.0	3.1	2.0	2.0	3.4	3.0	0.911
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%		18.3	15.6	12.9	15.3	11.6	10.9	15.4	12.0	10.8	13.6	2.599

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBSS 19-2											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	186	187	188	189	190	191	192	193	194	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	77	61	50	66	61	49.5	71	53.5	49			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	29	38	49	49	56	69	62	85	91			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	19	30	41	36	43	58	43	67	78			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	25.5	24	21	23	23	21	25.5	22	23			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15.5	16	16	19.5	20	20.5	24	26	25			
	Area	Af	mm <sup>2</sup>	238	231	202	270	276	259	368	344	346			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	7	6	5.5	5.5	5	5	5.5	5	4.5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	11.5	12	13.5	13.5	14	16	13.5	15	16			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	40.3	36.0	37.1	37.1	35.0	40.0	37.1	37.5	36.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	17	23	27	23	29	35	33	39	46			
	Comprimento	Lg	mm	19.5	16	13.5	17	15	13	18	15.5	13			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	6.5	7	9	11.5	10.5	12	17	17	16			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	84.5	74.7	81.0	130.4	105.1	104.1	204.1	175.8	138.7			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	18	18	18	18	18	18	18	18	18			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54			
Hidrodinâmica	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
	Frequência	F	sist/min	78	98	120	91	98	121	85	112	122			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	48	63	81	81	93	115	103	141	151			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	32	50	68	60	71	96	71	111	130			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	37	54	73	67	79	103	82	121	137			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18771	19376	19376	23615	24220	24826	29064	31486	30275			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	11281	11645	11645	14192	14556	14920	17467	18923	18195			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	10.8	11.6	15.0	19.1	17.5	20.0	28.3	28.3	26.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	5.5	5.2	6.4	9.4	7.6	8.2	13.3	13.3	10.0			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	15.0	20.2	23.8	20.2	25.5	30.8	29.0	34.3	40.5			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3104	3868	3993	4265	4795	5352	5641	6934	7652			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	48.0	46.6	40.8	54.4	55.8	52.2	74.3	69.4	69.8			
	Tempo do Ciclo	T	ms	770	610	500	660	610	495	710	535	490			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	255	240	210	230	230	210	255	220	230			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	33.1	39.3	42.0	34.8	37.7	42.4	35.9	41.1	46.9			
	Volume de refluxo	Vr	cm <sup>3</sup>	8.1	7.3	7.5	7.5	7.1	8.1	7.5	7.6	7.3			
Parâmetros	Refluxo, porcentagem	%r	%	16.9	15.6	18.4	13.8	12.7	15.5	10.1	10.9	10.4			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.84	1.83	1.62	1.74	1.87	1.80	1.77	1.91	1.90	1.81	0.092	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.55	1.65	1.48	1.49	1.71	1.68	1.55	1.68	1.86	1.63	0.120	
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.73	0.72	0.64	0.69	0.74	0.71	0.69	0.75	0.75	0.71	0.036	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.65	0.65	0.57	0.62	0.66	0.63	0.62	0.68	0.67	0.64	0.032	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.54	0.55	0.47	0.53	0.58	0.54	0.56	0.60	0.60	0.55	0.041	
	Energia Total	Et	mJ	273	369	429	555	642	771	943	1246	1366	733	385.002	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	35.2	32.1	34.9	68.4	56.5	57.4	131.7	122.9	93.3	70.3	37.690	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	16.2	19.6	23.7	20.2	24.0	33.2	29.0	34.6	39.2	26.6	7.785	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	51.4	51.7	58.6	88.6	80.5	90.5	160.7	157.5	132.5	96.9	43.245	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	12.9	8.7	8.1	12.3	8.8	7.4	14.0	9.9	6.8	9.9	2.570	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	5.9	5.3	5.5	3.6	3.7	4.3	3.1	2.8	2.9	4.1	1.203	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	18.9	14.0	13.6	16.0	12.5	11.7	17.0	12.6	9.7	14.0	2.840	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBSS 19-3										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	287	288	289	290	291	292	293	294	295			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	71	61	51.5	70	58	49	70.5	60	52			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	29	35	42	41	49	60	61	71	80			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	21	27	34	31	40	52	43	57	67			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	23.5	22	22	21	20	21	24	24	23			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	13	15	15	19	20	20	25	25	25			
	Area	Al	mm <sup>2</sup>	184	198	198	240	240	252	361	361	346			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	5.5	5	4.5	4.5	4.5	4	4	4	3.5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	9	10.5	11	10	12	12	11.5	14	13.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	24.8	26.3	24.8	22.5	27.0	24.0	23.0	28.0	23.6			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	17	22	26	24	30	31	23	30	35			
	Comprimento	Lg	mm	18	16.5	15	18	16	14.5	19	17.5	15.5			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	6.5	9.5	9	12	12.5	12.5	16	15.5	16			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	78.0	104.6	90.0	144.1	133.4	120.9	202.8	180.9	165.4			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	18	18	18	18	18	18	18	18	18			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54	2.54			
Hidrodinâmica	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	19	19	19	19	19	19	19	19	19			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83	2.83			
	Frequência	F	sist/min	85	98	117	86	103	122	85	100	115			
Parâmetros	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	48	58	70	68	81	100	101	118	133			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	35	45	57	52	67	86	71	95	111			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	39	49	61	57	71	91	81	103	119			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	15743	18165	18165	23009	24220	24220	30275	30275	30275			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	9462	10917	10917	13828	14556	14556	18195	18195	18195			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	10.8	15.8	15.0	20.0	20.8	20.8	26.6	25.8	26.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	5.5	7.9	6.8	11.4	11.1	9.6	14.0	12.5	12.0			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	15.0	19.4	22.9	21.1	26.4	27.3	20.2	26.4	30.8			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	2710	3417	4082	3760	4457	5646	5800	6714	7499			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	37.1	40.0	40.0	48.4	48.5	51.0	72.8	72.8	69.8			
	Tempo do Ciclo	T	ms	710	610	515	700	580	490	705	600	520			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	235	220	220	210	200	210	240	240	230			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	33.1	36.1	42.7	30.0	34.5	42.9	34.0	40.0	44.2			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	5.0	5.3	5.0	4.5	5.5	4.8	4.6	5.7	4.8			
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%	13.5	13.2	12.5	9.4	11.2	9.5	6.4	7.8	6.8			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	1.55	1.48	1.52	1.66	1.72	1.72	1.90	1.93	1.90	1.71	0.172	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.30	1.25	1.35	1.32	1.41	1.52	1.57	1.66	1.70	1.45	0.163	
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.61	0.58	0.60	0.65	0.67	0.67	0.75	0.76	0.75	0.67	0.068	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.55	0.52	0.54	0.59	0.61	0.61	0.67	0.68	0.67	0.60	0.061	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.47	0.45	0.47	0.53	0.54	0.55	0.63	0.63	0.62	0.54	0.070	
	Energia Total	Et	mJ	222	305	362	442	534	682	927	1116	1214	645	363.175	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	27.3	42.2	36.3	73.6	71.7	65.0	136.3	121.6	111.2	76.1	39.039	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	10.0	13.7	15.2	12.8	19.2	17.6	12.5	19.9	19.6	15.6	3.608	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	37.2	55.8	51.6	86.4	90.9	82.6	148.8	141.5	130.8	91.7	40.689	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	12.3	13.8	10.0	16.7	13.4	9.5	14.7	10.9	9.2	12.3	2.572	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	4.5	4.5	4.2	2.9	3.6	2.6	1.4	1.8	1.6	3.0	1.253	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	16.8	18.3	14.3	19.5	17.0	12.1	16.1	12.7	10.8	15.3	2.988	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBSS 21-											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	40	41	42	43	44	45	46	47	48	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	71	58	47	66	58	52	68	52	50			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	34	43	54	53	69	71	72	102	102			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	23	33	45	38	47	58	53	87	86			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	22.5	22.5	22	24	23	23.5	26.5	25	23			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	15.5	17	18	23	23	24	27	28	27.5			
	Area	Af	mm <sup>2</sup>	210	230	238	332	318	339	430	421	380			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	6.5	5	5	5	5	4.5	5	6	5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	12	12.5	14	14	16.5	16	15.5	17.5	17			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	39.0	31.3	35.0	35.0	41.3	36.0	38.8	52.5	42.5			
	Altura do Gradiente	Hgr	mm	15	21	32	24	35	39	25	42	45			
Gradiente	Comprimento	Lg	mm	17	15.5	13	17	15.5	13.5	17	14	13			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	5.5	7	7	12.5	13	12.5	11	13	12.5			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	62.4	72.4	60.7	141.7	134.4	112.6	124.7	121.4	108.4			
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	20	20	20	20	20	20	20	20	20			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	85	103	128	91	103	115	88	115	120			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	57	71	90	88	115	118	120	170	170			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	38	55	75	63	78	96	88	145	143			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	44	60	80	71	90	104	99	153	152			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	18771	20587	21798	27853	27853	29064	32697	33908	33303			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	11281	12373	13101	16740	16740	17467	19651	20379	20015			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	9.1	11.6	11.6	20.8	21.6	20.8	18.3	21.6	20.8			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	4.6	5.3	4.6	9.8	9.7	8.0	7.8	8.1	7.8			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	13.2	18.5	28.2	21.1	30.8	34.3	22.0	37.0	39.6			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	2910	4148	5231	5446	5778	7057	6969	8577	8179			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	42.3	46.4	48.0	67.0	64.2	68.4	86.8	84.9	76.7			
	Tempo do Ciclo	T	ms	710	580	470	660	580	520	680	520	500			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	225	225	220	240	230	235	265	250	230			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	31.7	38.8	46.8	36.4	39.7	45.2	39.0	48.1	46.0			
Parâmetros	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	7.9	6.3	7.1	7.1	8.3	7.3	7.8	10.6	8.6			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	18.6	13.6	14.7	10.6	13.0	10.6	9.0	12.5	11.2			
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	2.00	1.95	2.06	1.97	1.94	2.06	2.47	2.36	2.36	2.13	0.206	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.70	1.73	1.98	1.73	1.73	2.00	2.27	2.32	2.31	1.97	0.268	
	Coeficiente de descarga	Cd	-	0.64	0.62	0.66	0.63	0.62	0.66	0.79	0.75	0.75	0.68	0.066	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.58	0.56	0.60	0.57	0.56	0.59	0.71	0.68	0.68	0.62	0.059	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.47	0.49	0.51	0.51	0.49	0.53	0.65	0.60	0.61	0.54	0.063	
	Energia Total	Et	mJ	276	407	540	726	856	1018	1232	1823	1633	946	534.922	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	26.0	33.1	29.4	87.7	83.1	72.6	90.5	91.4	80.1	66.0	28.015	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	13.9	15.5	26.5	19.9	34.2	33.2	22.9	52.2	45.3	29.3	13.157	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	39.8	48.6	55.9	107.5	117.3	105.9	113.5	143.6	125.4	95.3	37.291	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	9.4	8.1	5.4	12.1	9.7	7.1	7.3	5.0	4.9	7.7	2.421	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	5.0	3.8	4.9	2.7	4.0	3.3	1.9	2.9	2.8	3.5	1.053	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	14.4	12.0	10.3	14.8	13.7	10.4	9.2	7.9	7.7	11.2	2.718	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBSS 21-2											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	51	52	53	54	55	56	57	58	59	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	70	55.5	48	69	60.5	47	66	59	46			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	34	42	57	50	56	63	67	78	97			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	23	33	46	32	40	48	48	62	78			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	22	21	22	23.5	24	23	24.5	26	21			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	16.5	16	17	22	22	25.5	25	26	29			
	Area	Af	mm <sup>2</sup>	218	202	225	311	317	352	368	406	366			
Refluxo	Comprimento	Lr	mm	6	6	6	5	6	7	6	5.5	6			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	12	15	15.5	15.5	16	16	16.5	16.5	19			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	36.0	45.0	46.5	38.8	48.0	56.0	49.5	45.4	57.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	21	28	25	24	30	45	35	43	62			
	Comprimento	Lg	mm	18	16.5	14	19.5	17.5	15.5	17.5	15.5	14			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	5.5	6.5	6	11.5	10.5	10.5	12.5	12.5	13			
Prótese	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	66.0	71.5	56.0	149.6	122.6	108.6	145.9	129.2	121.4			
	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	20	20	20	20	20	20	20	20	20			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14			
Hidrodinâmica	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	21	21	21	21	21	21	21	21	21			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46			
	Frequência	F	sis/min	86	108	125	87	99	128	91	102	130			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	57	70	95	83	93	105	111	130	161			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	38	55	76	53	67	80	80	103	130			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	44	60	83	63	75	88	90	112	140			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	19982	19376	20587	26642	26642	30881	30275	31486	35119			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	12009	11645	12373	16012	16012	18559	18195	18923	21107			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	9.1	10.8	10.0	19.1	17.5	17.5	20.8	20.8	21.6			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	5.0	5.7	4.2	10.6	8.5	7.8	9.9	8.3	9.6			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	18.5	24.6	22.0	21.1	26.4	39.6	30.8	37.8	54.6			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3152	3425	4499	4774	5392	7641	5847	7409	8137			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	44.0	40.8	45.4	62.7	64.1	71.2	74.3	82.0	73.9			
	Tempo do Ciclo	T	ms	700	555	480	690	605	470	660	590	460			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	220	210	220	235	240	230	245	260	210			
	Sístole, Porcentagem	% <sub>s</sub>	%	31.4	37.8	45.8	34.1	39.7	48.9	37.1	44.1	45.7			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	7.3	9.1	9.4	7.8	9.7	11.3	10.0	9.2	11.5			
	Refluxo, porcentagem	% <sub>r</sub>	%	16.5	22.3	20.7	12.5	15.1	15.9	13.4	11.2	15.6			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	2.13	1.90	2.11	1.97	2.06	2.39	2.15	2.23	2.44	2.15	0.177	
	Area Efetiva de Refluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.74	1.58	1.94	1.59	1.77	2.14	1.87	2.13	2.20	1.88	0.234	
	Coefficiente de descarga	Cd	-	0.68	0.61	0.67	0.63	0.66	0.76	0.68	0.71	0.78	0.69	0.056	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.62	0.55	0.61	0.57	0.59	0.69	0.62	0.64	0.70	0.62	0.051	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.51	0.43	0.48	0.50	0.50	0.58	0.54	0.57	0.60	0.52	0.054	
	Energia Total	Et	mJ	290	356	525	617	716	910	993	1314	1476	800	409.880	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	29.3	30.8	25.6	88.5	72.5	74.4	98.1	90.3	94.7	67.1	30.143	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	17.9	29.8	27.5	22.0	34.1	59.7	41.0	46.2	83.7	40.2	20.736	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	47.2	60.6	53.1	110.5	106.6	134.1	139.1	136.5	178.3	107.3	45.233	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	10.1	8.6	4.9	14.3	10.1	8.2	9.9	6.9	6.4	8.8	2.752	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	6.2	8.4	5.2	3.6	4.8	6.6	4.1	3.5	5.7	5.3	1.574	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	16.3	17.0	10.1	17.9	14.9	14.7	14.0	10.4	12.1	14.2	2.798	

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	60	61	62	63	64	65	66	67	68	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-		60	61	62	63	64	65	66	67	68		
Frequência	Distância entre picos	L	mm		71	58.5	47.5	69.5	56.5	47	74	58	48		
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm		33	39	47	53	67	80	67	87	117		
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm		21	29	36	37	55	67	46	72	95		
Fluxo	Comprimento	Lf	mm		23	22	21.5	23	21.5	22	26.5	24	23		
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm		18	18.5	20	23.5	23	25	28.5	29.5	29.5		
	Area	Af	mm <sup>2</sup>		249	245	258	325	297	331	454	426	408		
Refluxo	Comprimento	Lr	mm		6	5.5	5	5	5	4	5	4.5	4.5		
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm		12	13	14	14.5	15	16	13.5	16.5	16		
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>		36.0	35.8	35.0	36.3	37.5	32.0	33.8	37.1	36.0		
	Altura do Gradiente	Hgr	mm		18	27	30	32	38	51	29	44	39		
Gradiente	Comprimento	Lg	mm		20	18	14.5	17	14	13.5	19	16.5	14.5		
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm		6.5	7	7.5	12.5	15	14	18.5	19.5	16		
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>		86.7	84.0	72.5	141.7	140.1	126.1	234.5	214.6	154.7		
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm		20	20	20	20	20	20	20	20	20		
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>		3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14	3.14		
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm		21	21	21	21	21	21	21	21	21		
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>		3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46	3.46		
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min		85	103	126	86	106	128	81	103	125		
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg		55	65	78	88	111	133	111	145	195		
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg		35	48	60	62	91	111	76	120	158		
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg		42	54	66	70	98	119	88	128	170		
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min		21798	22404	24220	28459	27853	30275	34514	35725	35725		
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min		13101	13465	14556	17104	16740	18195	20743	21470	21470		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		10.8	11.6	12.5	20.8	24.9	23.3	30.8	32.4	26.6		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		6.3	6.4	5.6	10.2	10.8	9.5	14.7	14.9	11.2		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		15.8	23.8	26.4	28.2	33.4	44.9	25.5	38.7	34.3		
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min		3631	4324	5697	5030	5567	7694	6877	8111	9382		
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>		50.2	49.4	52.2	65.6	60.0	66.7	91.6	85.9	82.3		
	Tempo do Ciclo	T	ms		710	585	475	695	565	470	740	580	480		
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms		230	220	215	230	215	220	265	240	230		
	Sístole, Porcentagem	%s	%		32.4	37.6	45.3	33.1	38.1	46.8	35.8	41.4	47.9		
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>		7.3	7.2	7.1	7.3	7.6	6.5	6.8	7.5	7.3		
	Refluxo, porcentagem	%r	%		14.5	14.6	13.5	11.2	12.6	9.7	7.4	8.7	8.8		
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>		2.14	2.12	2.22	2.02	1.80	2.03	2.01	2.03	2.24	2.07	0.132
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>		1.69	1.73	1.99	1.73	1.64	1.90	1.75	1.80	2.07	1.81	0.146
	Coeficiente de descarga	Cd	-		0.68	0.68	0.71	0.64	0.57	0.65	0.64	0.65	0.71	0.66	0.042
	Índice de Desempenho	ID	-		0.62	0.61	0.64	0.58	0.52	0.59	0.58	0.59	0.65	0.60	0.038
	Índice de Eficiência	IE	-		0.53	0.52	0.55	0.52	0.45	0.53	0.54	0.53	0.59	0.53	0.035
	Energia Total	Et	mJ		320	396	498	705	871	1140	1256	1636	1990	979	575.360
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ		42.0	41.8	39.0	89.6	86.6	84.7	179.7	170.2	122.7	95.1	53.124
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ		15.3	22.9	24.9	27.5	33.7	38.6	23.2	38.7	33.2	28.7	7.937
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ		57.3	64.7	63.9	117.0	120.4	123.4	202.8	208.9	156.0	123.8	57.110
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%		13.1	10.6	7.8	12.7	9.9	7.4	14.3	10.4	6.2	10.3	2.766
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%		4.8	5.8	5.0	3.9	3.9	3.4	1.8	2.4	1.7	3.6	1.442
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%		17.9	16.3	12.8	16.6	13.8	10.8	16.2	12.8	7.8	13.9	3.219

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaio	195	196	197	198	199	200	201	202	203	Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-		195	196	197	198	199	200	201	202	203		
Frequência	Distância entre picos	L	mm		70	57.5	45.5	68	53	47	67	56.5	48		
Pressão Arterial	Altura máxima	HAmx	mm		32	42	55	48	65	73	62	79	84		
	Altura mínima	HAmín	mm		22	34	46	35	52	62	44	63	71		
Fluxo	Comprimento	Lf	mm		24.5	24.5	21.5	24	23	22	27	26	22		
	Altura máxima	Hfmax	mm		17	18	18.5	22	23.5	24	27	28	27		
	Area	Af	mm2		250	265	239	317	325	317	438	438	357		
Refluxo	Comprimento	Lr	mm		6	5	5	5	4.5	4.5	5.5	5	4		
	Altura máxima	Hrmax	mm		10.5	12.5	14.5	12.5	15	16	13.5	16	18		
	Area	Ar	mm2		31.5	31.3	36.3	31.3	33.8	36.0	37.1	40.0	36.0		
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm		21	22	35	26	25	42	33	30	43		
	Comprimento	Lg	mm		18.5	16	14.5	18	14.5	13	18	15.5	13		
	Altura máxima	Hgmax	mm		5	6	5.5	9.5	10.5	8	11	15	13.5		
Prótese	Area	Ag	mm2		61.7	64.0	53.2	114.1	101.6	69.4	132.1	155.1	117.1		
	Diâmetro interno	øint	mm		22	22	22	22	22	22	22	22	22		
	Area interna	Aint	mm2		3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80		
	Diâmetro externo	øext	mm		23	23	23	23	23	23	23	23	23		
	Area externa	Aext	mm2		4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15		
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min		86	104	132	88	113	128	90	106	125		
	Pressão Arterial Sistólica	PAsist	mmHg		53	70	91	80	108	121	103	131	140		
	Pressão Arterial Diastólica	PAdiast	mmHg		37	57	76	58	86	103	73	105	118		
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg		42	61	81	65	94	109	83	114	125		
	Fluxo sistólico de pico	Qsp	cm3/min		20587	21798	22404	26642	28459	29064	32697	33908	32697		
	Fluxo sistólico médio	Qsm	cm3/min		12373	13101	13465	16012	17104	17467	19651	20379	19651		
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg		8.3	10.0	9.1	15.8	17.5	13.3	18.3	24.9	22.4		
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg		4.2	4.3	4.1	7.9	7.3	5.2	8.1	9.9	8.8		
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg		18.5	19.4	30.8	22.9	22.0	37.0	29.0	26.4	37.8		
	Débito Cardíaco	DC	cm3/min		3786	4925	5399	5096	6652	7250	7249	8522	8100		
	Volume sistólico	VS	cm3		50.5	53.5	48.3	64.1	65.6	64.1	88.4	88.3	72.1		
	Tempo do Ciclo	T	ms		700	575	455	680	530	470	670	565	480		
	Tempo de sístole	Ts	ms		245	245	215	240	230	220	270	260	220		
	Sístole, Porcentagem	%s	%		35.0	42.6	47.3	35.3	43.4	46.8	40.3	46.0	45.8		
Parâmetros	Volume de refluxo	Vr	cm3		6.4	6.3	7.3	6.3	6.8	7.3	7.5	8.1	7.3		
	Refluxo, porcentagem	%r	%		12.6	11.8	15.2	9.8	10.4	11.3	8.5	9.1	10.1		
	Area Efetiva de Fluxo	AEFp	cm2		2.31	2.23	2.39	2.17	2.20	2.57	2.47	2.19	2.23	2.31	0.142
	Area Efetiva de Fluxo	AEFm	cm2		1.95	2.03	2.14	1.84	2.04	2.46	2.23	2.09	2.13	2.10	0.177
	Coeficiente de descarga	Cd	-		0.61	0.59	0.63	0.57	0.58	0.68	0.65	0.58	0.59	0.61	0.037
	Índice de Desempenho	ID	-		0.56	0.54	0.58	0.52	0.53	0.62	0.59	0.53	0.54	0.56	0.034
	Índice de Eficiência	IE	-		0.49	0.47	0.49	0.47	0.47	0.55	0.54	0.48	0.48	0.49	0.030
	Energia Total	Et	mJ		312	466	550	626	883	977	1076	1454	1288	848	387.700
	Perda de energia sistólica	ΔEs	mJ		28.2	31.0	26.5	67.5	64.2	44.8	95.9	116.7	85.0	62.2	32.349
	Perda de energia do refluxo	ΔEr	mJ		15.7	16.3	30.0	19.2	20.0	35.8	29.0	28.4	36.7	25.7	8.088
	Perda total de energia	ΔEt	mJ		43.9	47.3	56.5	86.7	84.1	80.6	124.9	145.2	121.6	87.9	36.108
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔEs	%		9.0	6.7	4.8	10.8	7.3	4.6	8.9	8.0	6.6	7.4	2.021
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔEr	%		5.0	3.5	5.5	3.1	2.3	3.7	2.7	2.0	2.8	3.4	1.185
	Porcentagem P. T. E.	%ΔEt	%		14.1	10.1	10.3	13.9	9.5	8.2	11.6	10.0	9.4	10.8	2.000

Item	Descrição	Símbolo	Unidade	PBSS 23-2										Média	D.P.
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	204	205	206	207	208	209	210	211	212			
Frequência	Distância entre picos	L	mm	66	58	46.5	66	54.5	47	78	56	50			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAmax	mm	34	43	54	50	63	74	62	83	85			
	Altura mínima	HAmín	mm	25	33	43	35	52	63	39	65	73			
Fluxo	Comprimento	Li	mm	22	23	19.5	22	23	24.5	28	26.5	26			
	Altura máxima	Hlmax	mm	15.5	18	18.5	22	23	24.5	26	27	27			
Refluxo	Area	Al	mm2	205	249	217	291	318	361	438	430	422			
	Comprimento	Lr	mm	6.5	6	5	6	5	5	6	5	4.5			
	Altura máxima	Hrmax	mm	12	12	13.5	13	13.5	14	13	14	16			
	Area	Ar	mm2	39.0	36.0	33.8	39.0	33.8	35.0	39.0	35.0	36.0			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	20	25	27	25	30	41	26	33	29			
	Comprimento	Lg	mm	18.5	18.5	14.5	17.5	15.5	13.5	21	17	14.5			
	Altura máxima	Hgmax	mm	4	4.5	6.5	6	7.5	8	10	10	9			
	Area	Ag	mm2	49.4	55.5	62.9	70.0	77.5	72.0	140.1	113.4	87.0			
Prótese	Diâmetro interno	øint	mm	22	22	22	22	22	22	22	22	22			
	Area interna	Aint	mm2	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80			
	Diâmetro externo	øext	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23			
	Area externa	Aext	mm2	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sis/min	91	103	129	91	110	128	77	107	120			
	Pressão Arterial Sistólica	PAsist	mmHg	57	71	90	83	105	123	103	138	141			
	Pressão Arterial Diastólica	PAdiast	mmHg	42	55	71	58	86	105	65	108	121			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	47	60	78	67	93	111	78	118	128			
	Fluxo sistólico de pico	Qsp	cm3/min	18771	21798	22404	26642	27853	29670	31486	32697	32697			
	Fluxo sistólico médio	Qsm	cm3/min	11281	13101	13465	16012	16740	17831	18923	19651	19651			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	6.7	7.5	10.8	10.0	12.5	13.3	16.6	16.6	15.0			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	3.7	4.0	5.4	5.3	5.6	4.9	8.3	7.1	5.6			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	17.6	22.0	23.8	22.0	26.4	36.1	22.9	29.0	25.5			
	Débito Cardíaco	DC	cm3/min	3045	4444	4768	4623	6316	8395	6189	8544	9348			
	Volume sistólico	VS	cm3	41.4	50.2	43.8	58.7	64.2	72.8	88.3	86.8	85.2			
	Tempo do Ciclo	T	ms	660	580	465	660	545	470	780	560	500			
	Tempo de sístole	Ts	ms	220	230	195	220	230	245	280	265	260			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	33.3	39.7	41.9	33.3	42.2	52.1	35.9	47.3	52.0			
	Volume de refluxo	Vr	cm3	7.9	7.3	6.8	7.9	6.8	7.1	7.9	7.1	7.3			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	19.0	14.5	15.6	13.4	10.6	9.7	8.9	8.1	8.5			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEFp	cm2	2.35	2.57	2.20	2.72	2.55	2.63	2.49	2.59	2.73	2.54	0.171	
	Area Efetiva de Fluxo	AEFm	cm2	1.89	2.11	1.88	2.25	2.28	2.61	2.12	2.38	2.69	2.24	0.284	
	Coefficiente de descarga	Cd	-	0.62	0.68	0.58	0.72	0.67	0.69	0.66	0.68	0.72	0.67	0.045	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.57	0.62	0.53	0.66	0.61	0.63	0.60	0.62	0.66	0.61	0.041	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.46	0.53	0.45	0.57	0.55	0.57	0.55	0.57	0.60	0.54	0.052	
	Energia Total	Et	mJ	277	431	484	562	840	1123	1011	1448	1517	855	450.429	
	Perda de energia sistólica	ΔEs	mJ	20.6	26.9	31.3	41.4	48.0	47.5	97.9	82.3	63.2	51.0	25.840	
	Perda de energia do refluxo	ΔEr	mJ	18.5	21.3	21.6	23.1	24.0	34.0	24.0	27.4	24.7	24.3	4.404	
	Perda total de energia	ΔEt	mJ	39.0	48.2	52.8	64.5	71.9	81.4	121.9	109.7	87.9	75.3	27.915	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔEs	%	7.4	6.2	6.5	7.4	5.7	4.2	9.7	5.7	4.2	6.3	1.712	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔEr	%	6.7	4.9	4.5	4.1	2.9	3.0	2.4	1.9	1.6	3.5	1.633	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔEt	%	14.1	11.2	10.9	11.5	8.6	7.2	12.1	7.6	5.8	9.9	2.700	



Item	Descrição	Símbolo	Unidade	Ensaios											
Amostra	Ensaio, N° da foto	-	-	278	279	280	281	282	283	284	285	286	Média	D.P.	
Frequência	Distância entre picos	L	mm	65	62	46	70	52.5	47.5	65	59.5	48.5			
Pressão Arterial	Altura máxima	HAm <sub>ax</sub>	mm	30	35	48	42	57	62	62	69	84			
	Altura mínima	HAm <sub>in</sub>	mm	21	23	40	29	47	53	45	52	73			
Fluxo	Comprimento	Lf	mm	24	23	21	24.5	24	23	24	22.5	22			
	Altura máxima	Hf <sub>max</sub>	mm	16.5	16.5	17.5	21.5	23	23	27	26.5	27			
Refluxo	Area	Al	mm <sup>2</sup>	238.0	228.1	220.9	316.6	331.8	317.9	389.4	358.3	357.0			
	Comprimento	Lr	mm	5	5.5	5	5.5	4.5	4.5	5	4.5	4.5			
	Altura máxima	Hr <sub>max</sub>	mm	11.5	13	14.5	13	15.5	16.5	14	14	16.5			
	Area	Ar	mm <sup>2</sup>	28.8	35.8	36.3	35.8	34.9	37.1	35.0	31.5	37.1			
Gradiente	Altura do Gradiente	Hgr	mm	17	21	29	22	33	39	29	29	41			
	Comprimento	Lg	mm	18.5	18	14.5	19	16	13.5	19	17.5	14			
	Altura máxima	Hg <sub>max</sub>	mm	6	5.5	5	9	10.5	9.5	11	12.5	13.5			
	Area	Ag	mm <sup>2</sup>	74.0	66.0	48.4	114.1	112.1	85.5	139.4	145.9	126.1			
Prótese	Diâmetro interno	ø <sub>int</sub>	mm	22	22	22	22	22	22	22	22	22			
	Area interna	A <sub>int</sub>	mm <sup>2</sup>	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80			
	Diâmetro externo	ø <sub>ext</sub>	mm	23	23	23	23	23	23	23	23	23			
	Area externa	A <sub>ext</sub>	mm <sup>2</sup>	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15	4.15			
Hidrodinâmica	Frequência	F	sist/min	92	97	130	86	114	126	92	101	124			
	Pressão Arterial Sistólica	PA <sub>sist</sub>	mmHg	50	58	80	70	95	103	103	115	140			
	Pressão Arterial Diastólica	PA <sub>diast</sub>	mmHg	35	38	67	48	78	88	75	86	121			
	Pressão Arterial Média	PAM	mmHg	40	45	71	55	84	93	84	96	127			
	Fluxo sistólico de pico	Q <sub>sp</sub>	cm <sup>3</sup> /min	19981.5	19981.5	21192.5	26036.5	27853	27853	32697	32091.5	32697			
	Fluxo sistólico médio	Q <sub>sm</sub>	cm <sup>3</sup> /min	12009	12009	12737	15648	16740	16740	19651	19287	19651			
	Gradiente de pico	Δp-p	mmHg	10.0	9.1	8.3	15.0	17.5	15.8	18.3	20.8	22.4			
	Gradiente médio	Δp-m	mmHg	5.1	4.8	3.8	7.7	7.8	6.2	9.7	10.8	9.5			
	Gradiente do refluxo	Δp-r	mmHg	15.0	18.5	25.5	19.4	29.0	34.3	25.5	25.5	36.1			
	Débito Cardíaco	DC	cm <sup>3</sup> /min	3899	3757	4861	4859	6849	7160	6605	6654	7988			
	Volume sistólico	VS	cm <sup>3</sup>	48.0	46.0	44.6	63.9	67.0	64.2	78.6	72.3	72.1			
	Tempo do Ciclo	T	ms	650	620	460	700	525	475	650	595	485			
	Tempo de sístole	T <sub>s</sub>	ms	240	230	210	245	240	230	240	225	220			
	Sístole, Porcentagem	%s	%	36.9	37.1	45.7	35.0	45.7	48.4	36.9	37.8	45.4			
	Volume de refluxo	V <sub>r</sub>	cm <sup>3</sup>	5.8	7.2	7.3	7.2	7.0	7.5	7.1	6.4	7.5			
	Refluxo, porcentagem	%r	%	12.1	15.7	16.4	11.3	10.5	11.7	9.0	8.8	10.4			
Parâmetros	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>p</sub>	cm <sup>2</sup>	2.04	2.13	2.37	2.17	2.15	2.26	2.47	2.27	2.23	2.24	0.129	
	Area Efetiva de Fluxo	AEF <sub>m</sub>	cm <sup>2</sup>	1.71	1.78	2.10	1.82	1.94	2.17	2.04	1.90	2.06	1.95	0.158	
	Coefficiente de descarga	Cd	-	0.54	0.56	0.62	0.57	0.57	0.60	0.65	0.60	0.59	0.59	0.034	
	Índice de Desempenho	ID	-	0.49	0.51	0.57	0.52	0.52	0.55	0.59	0.55	0.54	0.54	0.031	
	Índice de Eficiência	IE	-	0.43	0.43	0.48	0.46	0.46	0.48	0.54	0.50	0.48	0.48	0.033	
	Energia Total	Et	mJ	288	305	444	538	816	849	984	1028	1316	730	355.827	
	Perda de energia sistólica	ΔE <sub>s</sub>	mJ	32.8	29.3	22.8	65.9	69.3	52.9	101.2	104.0	91.5	63.3	31.154	
	Perda de energia do refluxo	ΔE <sub>r</sub>	mJ	11.6	17.8	24.9	18.6	27.3	34.3	24.0	21.6	36.0	24.0	7.825	
	Perda total de energia	ΔE <sub>t</sub>	mJ	44.4	47.1	47.6	84.6	96.5	87.2	125.2	125.6	127.6	87.3	34.729	
	Porcentagem P. E. Sist.	%ΔE <sub>s</sub>	%	11.4	9.6	5.1	12.3	8.5	6.2	10.3	10.1	7.0	8.9	2.416	
	Porcentagem P. E. Ref.	%ΔE <sub>r</sub>	%	4.0	5.8	5.6	3.5	3.3	4.0	2.4	2.1	2.7	3.7	1.304	
	Porcentagem P. T. E.	%ΔE <sub>t</sub>	%	15.4	15.4	10.7	15.7	11.8	10.3	12.7	12.2	9.7	12.7	2.340	



## ANÁLISE ESTATÍSTICA

Comparação	Válvula PBCS X Válvula PBSS			Válvula PBCS X Válvula PSS			Válvula PBSS X Válvula PSS		
	Resultado do Teste	Valor Tabelado	Significância	Resultado do Teste	Valor Tabelado	Significância	Resultado do Teste	Valor Tabelado	Significância
<b>Diâmetro 19</b>									
AEFp	-15.36	2.68 (0.01)	S	-8.07	2.68 (0.01)	S	9.25	2.68 (0.01)	S
AEFm	-10.72	2.68 (0.01)	S	-6.30	2.68 (0.01)	S	5.42	2.68 (0.01)	S
Cd	3.68	2.68 (0.01)	S	5.56	2.68 (0.01)	S	0.65	2.01 (0.05)	NS
ID	-15.34	2.68 (0.01)	S	-7.90	2.68 (0.01)	S	9.24	2.68 (0.01)	S
IE	-10.41	2.68 (0.01)	S	-6.75	2.68 (0.01)	S	5.54	2.68 (0.01)	S
Et	-1.15	p= 0.2502	NS	-1.12	p= 0.2628	NS	-0.03	p= 0.9760	NS
ΔEs	-3.51	p= 0.0004	S	-2.55	p= 0.0108	S	-1.56	p= 0.1188	NS
ΔEr	-1.77	p= 0.0768	NS	-1.90	p= 0.0466	S	-3.72	p< 0.0002	S
ΔEt	-3.09	p= 0.0020	S	-2.53	p= 0.0114	S	-1.02	p= 0.3078	NS
%ΔEs	-5.15	p< 0.0001	S	-3.32	p= 0.0009	S	-2.53	p= 0.0114	S
%ΔEr	-3.35	p= 0.0008	S	-0.66	p= 0.5092	NS	-3.98	p< 0.0001	S
%ΔEt	-4.58	p< 0.0001	S	-3.97	p< 0.0001	S	-0.90	p= 0.3682	NS
<b>Diâmetro 21</b>									
AEFp	-13.45	2.68 (0.01)	S	1.01	2.01 (0.5)	NS	11.93	2.68 (0.01)	S
AEFm	-8.18	2.68 (0.01)	S	0.87	2.01 (0.05)	NS	7.85	2.68 (0.01)	S
Cd	3.47	2.68 (0.01)	S	9.97	2.68 (0.01)	S	5.49	2.68 (0.01)	S
ID	-13.72	2.68 (0.01)	S	1.01	2.01 (0.05)	NS	11.97	2.68 (0.01)	S
IE	-8.39	2.68 (0.01)	S	0.30	2.01 (0.05)	NS	7.31	2.68 (0.01)	S
Et	-0.06	p= 0.9522	NS	-0.44	p= 0.6600	NS	-0.48	p= 0.6312	NS
ΔEs	-2.88	p= 0.0040	S	-0.80	p= 0.4238	NS	-2.50	p= 0.0124	S
ΔEr	-4.13	p< 0.0001	S	-2.53	p= 0.0114	S	-5.44	p< 0.0001	S
ΔEt	-1.76	p= 0.0784	NS	-1.17	p= 0.2420	NS	-0.54	p= 0.5892	NS
%ΔEs	-4.31	p< 0.0001	S	-0.24	p= 0.8104	NS	-4.04	p< 0.0001	S
%ΔEr	-4.83	p= 0.0001	S	-2.91	p= 0.0036	S	-5.57	p< 0.0001	S
%ΔEt	-2.53	p= 0.0114	S	-0.99	p= 0.3222	NS	-1.57	p= 0.1164	NS
<b>Diâmetro 23</b>									
AEFp	-10.45	2.68 (0.01)	S	-0.68	2.01 (0.5)	NS	9.22	2.68 (0.01)	S
AEFm	-6.04	2.68 (0.01)	S	-0.37	2.01 (0.05)	NS	5.48	2.68 (0.01)	S
Cd	4.28	2.68 (0.01)	S	8.13	2.68 (0.01)	S	2.84	2.68 (0.01)	S
ID	-10.41	2.68 (0.01)	S	-0.58	2.01 (0.05)	NS	9.11	2.68 (0.01)	S
IE	-7.00	2.68 (0.01)	S	-0.87	2.01 (0.05)	NS	6.07	2.68 (0.01)	S
Et	-0.80	p= 0.4238	NS	-1.19	p= 0.2340	NS	-0.74	p= 0.4592	NS
ΔEs	-2.53	p= 0.0114	S	-2.29	p= 0.0220	S	-0.2	p= 0.8414	NS
ΔEr	-3.66	p< 0.0003	S	-3.52	p= 0.0004	S	-5.51	p< 0.0001	S
ΔEt	-1.70	p= 0.0892	NS	-2.59	p= 0.0096	S	-1.22	p= 0.2224	NS
%ΔEs	-3.19	p= 0.0014	S	-2.03	p= 0.0424	S	-1.25	p= 0.2112	NS
%ΔEr	-3.27	p= 0.0011	S	-2.11	p= 0.0348	S	-5.29	p< 0.0001	S
%ΔEt	-1.54	p= 0.1236	NS	-2.92	p= 0.0036	S	-1.62	p= 0.1052	NS

## **10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. ABDALLAH, S. A.; SU, C. S.; HWANG, N. H. C. Dynamic performance of heart valve prostheses and the testing loop characteristics. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organ.*, Hagerstown, v. 29, p. 296-300, 1983.
2. ALLEN, D. J.; DIDIO, L. J. A.; ZACHARIAS, A.; FENTIE, I.; McGRATH, A. J.; PUIG, L. B.; POMERANTZEFF, P. N. A.; ZERBINI, E. J. Microscopic study of normal parietal pericardium and unimplanted Puig-Zerbini pericardial valvular heterografts. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 87, n. 6, p. 845-855, jun. 1984.
3. ANGELL, W. W.; de LANEROLLE, P.; SHUMWAY, N. E. Valve replacement: present status of homograft valves. In: SONNENBLICK, E. H. & LESCH, M. *Valvular Heart Dis.*, New York, Grune & Stratton, 1974. p. 309-342.
4. ANGELL, W. M.; PUPELLO, D. F.; BESSONE, L. N.; HIRO, S. P.; BROCK, J. C. Effect of stent mounting on tissue valves for aortic valve replacement. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, Supp. 595-599, dez. 1991.
5. BARNER, H. B.; LABOVITZ, A. J.; FIORE, A. C. Prosthetic valves for the small aortic root. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 9, n. 2, p. 154-157, abr. 1994.
6. BARRATT-BOYES, B. G.; FRACS, C. M.; CHRISTIE, G. W. What is the best bioprosthetic operation for the small aortic root?: Allograft, Autograft, Porcine, Pericardial ? Stented or Unstented ? *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 9, n. 2, p. 158-164, abr. 1994.
7. BARRATT-BOYES, B. G.; JAFFE, W. M.; KO, P. H.; WHITLOCK, M. L. The zero pressure fixed medtronic intact porcine valve: an 8.5 year review. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 2, n. 5, p. 604-611, set. 1993.
8. BARRATT-BOYES, B. G.; KO, P. H.; JAFFE, W. M. The zero pressure fixed medtronic intact porcine valve: clinical results over a 6 - year period, including serial echocardiographic assessment. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 606-612, dez. 1991.
9. BARRATT-BOYES, B. G.; LOWE, J. B.; COLE, D. S.; KELLY, D. T. Homograft valve replacement for aortic valve disease. *Thorax*, London, v. 20, p. 495-504, 1965.
10. BARTEK, I. T.; HOLDEN, M. P.; IONESCU, M. I. Frame-mounted tissue heart valves: technique of construction. *Thorax*, London, v. 29, n. 1, p. 51-55, jan. 1974.
11. BATISTA, R. J. V.; DOBRIANSKI, A.; COMAZZI, Jr., M.; LESSA, Neto L. T.; ROCHA, G.; SARTORI, F.; WESTPHAL, R.; TIMI, J. R.; MOREIRA, R.; OLIVEIRA, P. F. Clinical experience with stentless pericardial aortic monopatch for aortic valve replacement. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 93, n. 1, 19-26, jan. 1987.

12. BECKER, R. M.; STROM, J.; FRISHMAN, W.; OKA, Y.; LIN, Y. T.; YELLIN, E. L.; FRATER, R. W. M. Hemodynamic performance of the Ionescu-Shiley valve prosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 80, n. 4, p. 613-620, out. 1980.
13. BERNHARD, A.; MAHMOODI, M.; SIEVERS, H. H.; KRAATZ, E. G.; MAURER, I.; HEINTZEN, P. A "semi-supported" porcine xenograft-description and first clinical use. *Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Stuttgart, v. 37, n. 4, p. 313-315, ago. 1989.
14. BINET, J. P.; DURAN, C. G.; CARPENTIER, A.; LANGLOIS, J. Heterologous aortic valve transplantation. *Lancet*, London, v. 2, n. 7425, p. 1275, dez. 1965.
15. BODNAR, E.; REUL, H.; SCHMITZ, B. Prosthetic valve function under simulated cardiac output conditions: preliminary observations. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 2, n. 3, p. 348-351, maio 1993.
16. BORKON, A. M.; McINTOSH, C. L.; JONES, M.; ROBERTS, W. C.; MORROW, A. G. Inward stent-post bending of a porcine bioprosthesis in the mitral position. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 83, n. 1, p. 105-107, jan. 1982.
17. BORTOLOTTI, U.; MILANO, A.; MAZZUCCO, A.; GUERRA F.; TESTOLIN, L.; THIENE, G.; GALLUCCI, V. Extended follow-up of the standard hancock porcine bioprosthesis. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 544-549, dez. 1991.
18. BRAILE, D. M. Prótese valvular de pericárdio bovino. **Desenvolvimento e Aplicação Clínica em Posição Mitral.** São Paulo, 1990. Tese (Doutorado). Escola Paulista de Medicina.
19. BRAILE, D. M.; ARDITO, R. V.; GRECO, O. T.; LORGA, A. M. IMC bovine pericardial valve: 11 years. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 580-588, dez. 1991.
20. BRAILE, D. M.; BILAQUI, A.; ANACLETO, J. C.; ARDITO, R. V.; GRECO, O. T.; KURODA, G.; BAUCIA, J. A.; WITCHTHENDAHL, R. C.; PAULETE, J.; PAULETE, S. S.; CARVALHO, G. Manufacturing of heart valvar prosthesis with purified glutaraldehyde-preserved bovine pericardium. In: **SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS (3. : 1979 : São Paulo).** Programa ... São Paulo; Centro Cultural do Hospital das Clínicas 1979. p. 49.
21. BRAILE, D. M.; BILAQUI, A.; ARDITO, R. V.; GRECO, O. T.; GARZON, S. A. C.; NICOLAU, J. C.; JACOB, J. L. B.; AYOUB, J. C. A.; FEDOZZI, N. M.; ANGELONI, M. A.; LORGA, A. M. Bioprótese cardíaca de pericárdio bovino. *Arq. Bras. Cardiol.*, Rio de Janeiro, v. 39, n. 4, p. 247-257, out. 1982.
22. BREWER, R. J.; DECK, J. D.; CAPATI, B.; NOLAN, S. P. The dynamic aortic root. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 72, n. 3, p. 413-417, set. 1976.

23. BREWER, R. J.; MENTZER, R. M.; DECK, J. D.; RITTER, R. C.; TRETIL, J. S.; NOLAN, S. P. An in vivo study of the dimensional changes of the aortic valve leaflets during the cardiac cycle. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 74, n. 4, p. 645-650, out. 1977.
24. BROOM, N. D. Fatigue-induced damage in glutaraldehyde-preserved heart valve tissue. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 76, n. 2, p. 202-211, ago. 1978.
25. BROOM, N. D.; THOMSON, F. J. Influence of fixation conditions on the performance of glutaraldehyde-treated porcine aortic valves: towards a more scientific basis. *Thorax*, London, v. 34, n. 2, p. 166-176, abr. 1979.
26. BUCH, W. S.; KOSEK, J. C.; ANGELL, W. W. Deterioration of formalin-treated aortic valve heterografts. *J. Cardiovasc. Surg.*, Torino, v. 60, n. 5, p. 673-677, nov. 1970.
27. BUFFOLO, E. Substituição da valva aórtica ou mitral por valva aórtica homóloga montada em suporte. São Paulo, 1973. Tese (Doutorado). Escola Paulista de Medicina.
28. BUTTERFIELD, M.; FISHER, J.; KEARNEY, J. N.; DAVIES, G. A. Hydrodynamic function of second generation porcine bioprosthetic heart valves. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 490-498, dez. 1991.
29. BUTTERFIELD, M.; FISHER, J.; DAVIES, G. A.; KEARNEY, J. M. Leaflet geometry and function in porcine bioprostheses. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, Berlin, v. 5, p. 27-33, 1991.
30. BUTTERFIELD, M.; FISHER, J.; DAVIES, G. A.; SPYT, T. J. Comparative study of the hydrodynamic function of the CarboMedics valve. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 52, n. 5, p. 815-820, maio 1991.
31. CALVERT, G.; DRABBLE, J.; SERAFIN, R.; TEMPLE, L. J. An aortic pulse duplicator of simple design. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 47, n. 5, p. 633-643, maio 1964.
32. CARPENTIER, A.; DUBOST, C.; LANE, E.; NASHEF, A.; CARPENTIER, S.; RELIAND, J.; DELOCHE, A.; FABIANI, J. N.; CHAUVAUD, S.; PERIER, P.; MAXWELL, S. Continuing improvements in valvular bioprostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 83, n. 1, p. 27-42, jan. 1982.
33. CARPENTIER, A.; LEMAIGRE, G.; ROBERT, L.; CARPENTIER, S.; DUBOST, C. Biological factors affecting long-term results of valvular heterografts. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 58, n. 4, p. 467-483, out. 1969.
34. CASABONA, R.; PAULIS, R. D.; ZATTERA, G. F.; SUMMA, M.; BOTTONE, W.; STACCHINO, C. Stentless porcine and pericardial valve in aortic position. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 54, n. 4, p. 681-685, out. 1992.

35. CHANDRAN, K. B. Experimental evaluation of the flow characteristics shows that an ideal valve is yet to be designed. *Mech. Eng.*, New York, v. 1, n. 1, p. 53-58, jan. 1986.
36. CHRISTIE, G. W.; PHIL, M.; BARRATT-BOYES, B. G. Identification of a failure mode of the antibiotic sterilized aortic allograft after 10 years: Implications for their long-term survival. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 462-467, dez. 1991.
37. CHRISTIE, G. W.; PHIL, M.; BARRAT-BOYES, B. G. On stress reduction in bioprosthetic heart valve leaflets by the use of a flexible stent. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 476-481, dez. 1991.
38. COHN, L. H.; COUPER, G. S.; ARANKI, S. F.; KINCHLA, N. M. ; COLLINS, J. J. The long-term follow-up of the hancock modified orifice porcine bioprosthetic valve. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 557-561, dez. 1991.
39. COSGROVE, D. M.; LYTLE, B. W.; GILL, C. C.; GOLDING, L. A. R.; STEWART, R. W.; LOOP, F. D.; WILLIAMS, G. W. In vitro hemodynamic comparison of porcine and pericardial valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 89, n. 3, p. 358-368, mar. 1985.
40. COSTA, F. D. A. Desempenho hidrodinâmico "in vitro" de próteses de pericárdio bovino. Análise em sistema de fluxo contínuo. *Tese de Mestrado*, Curitiba, 1987. Dissertação (Mestrado). Escola Paulista de Medicina.
41. COSTA, F. D. A.; FARACO, D. L.; OLIVEIRA, E. C.; PESARINI, A.; SALLUM, F. S.; COSTA, I. A. Resultados iniciais com a bioprótese de pericárdio bovino "Cardioprótese". *R. Méd. Paraná*, Curitiba, v. 44, p. 14-23, jan. 1986.
42. DAVID, T. Invited letter concerning: Stentless porcine aortic bioprosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 100, n. 2, p. 317-321, ago. 1990.
43. DAVID, T. D.; BOS, J.; RAKOWSKI, H. Aortic valve replacement with the Toronto SPV Bioprosthesis. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 1, n. 2, p. 244-248, nov. 1992.
44. DAVID, T. E.; GLORIANNE, G. R.; BUTANY, J. W. Aortic valve replacement with stentless porcine bioprostheses. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 3, n. 4, p. 501-505, dez. 1988.
45. DAVID, T. E.; POLLICK, C.; BOS, J. Aortic valve replacement with stentless porcine aortic bioprosthesis. *J Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 99, n. 1, p. 113-118, jan. 1990.



46. DAVID, T. E.; UDEN, D. E. Hancock II bioprosthesis: Clinical experience and hemodynamic assessment. In: BODNAR, E.; YACOUB, M. **Biologic & Bioprosthetic Valves. Proceedings of the Third International Symposium.** [New York] Yorke Med. Books, 1986. p. 152-161.
47. DAVILA, J. C.; TROUT, R. G.; SUNNER, J. E.; GLOVER, R. P. A simple mechanical pulse duplicator for cinematography of cardiac valves in action. **Ann. Thorac. Surg.**, New York, v. 143, n. 4, p. 544-551, abr. 1956.
48. DECK, J. D. Histology and cytology of the aortic valve. In: THUBRIKAR, M. **The Aortic Valve.** Boca Raton; CRC Press, 1990, p. 21-35.
49. DECK, J. D.; THUBRIKAR, M. J.; SCHNEIDER, P. J.; NOLAN, S.P. Structure, stress, and tissue repair in aortic valve leaflets. **Cardiovasc. Res.**, London, v. 22, p. 7-16, n.1, jan. 1988.
50. DELLSPERGER, K. C.; WIETING, D. W.; BAEHR, D. A.; BARD, R. J.; BRUGGER, J.; HARRISON, E. C. Regurgitation of prosthetic heart valves: dependence on heart rate and cardiac output. **Am. J. Cardiol.**, New York, v. 51, n. 2, p. 321-328, jan. 1983.
51. DOBELL, A. R. C. Effects of pathologic conditions on cardiac prosthetic choice. In: DAVILA, J. C. **Second Henry Ford Hospital International Symposium on Cardiac Surgery.** New York, Appleton-Century-Crofts. 1975. p. 437-447.
52. DURAN, C. G.; GUNNING, A. J. A method for placing a total homologous aortic valve in the subcoronary position. **Lancet.**, London, v. 2, n. 7253, p. 488-489, set. 1962.
53. EDWARDS, W. S.; KARP, R. B.; ROBILLARD, D.; KERR, A. R. Mitral and aortic valve replacement with fascia lata on a frame. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, Saint Louis, v. 58, n. 6, dez. 1969.
54. FELIPOZZI, H. J. Transplante de válvulas homólogas no tratamento cirúrgico das lesões da valva aórtica. In: **Congresso Brasileiro de Cardiologia (1977: São Paulo).** Resumo ... São Paulo: Sociedade Brasileira de Cardiologia, 1977, p. 37
55. FERRANS, V. J.; SPRAY, T. L.; BILLINGHAM, M. E.; ROBERTS, W. C. Structural changes in glutaraldehyde-treated porcine heterografts used as substitute cardiac valves. **Am. J. Cardiol.**, New York, v. 41, p. 1159-1184, jun. 1978.
56. FISHER, J. Comparative study of the hydrodynamic function of the size 19 mm and 21 mm St. Jude medical hemodynamic plus bileaflet heart valves. **J. Heart Valve Dis.**, Pinner, v. 3, n. 1, p. 75-80, jan. 1994.
57. FISHER, J.; REECE, I. J.; WHEATLEY, D. J. In vitro evaluation of six mechanical and six bioprosthetic valves. **Thorac. Cardiovasc. Surg.**, Stuttgart, v. 34, n. 3, p. 157-162, jun. 1986.

58. FISHER, J. WHEATLEY, D. J. Hydrodynamic function of ten prosthetic heart valves in the aortic position. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, Bristol, v. 9, n. 4, p. 307-317, 1988.
59. FOSTER, A. H.; TRACY, C. M.; GREENBERG, G. J.; McINTOSH, C. L.; CLARK, R. E. Valve replacement in narrow aortic roots: serial hemodynamics and long-term clinical outcome. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 42, n. 5, p. 506-516, nov. 1986.
60. FRATER, R. W. M. Hydrodynamic evaluation of mitral valve substitutes. In: IONESCU, M. I.; COHN, L. H. **Mitral Valve Disease**. Boston, Butterworths, 1985, p. 207-216.
61. FRATER, R. W. M.; BODNAR, E. Towards understanding the pericardium as valve substitute. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 1, n. 2, p. 213-215, nov. 1992.
62. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; JOSIF, M. Mechanical factors influencing the durability of heart valve pericardial bioprostheses. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organ.*, Hagerstown, v. 32, p. 282-287, 1986.
63. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S. M. Hemodynamics and durability of mitral bioprostheses - an in vitro study. *Eur. Heart J.*, London, n. 5, p. 65-71, maio 1984, Suppl. D.
64. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S.; STROM, J.; FRATER, R. W. M. Fatigue-induced failure of the Ionescu-Shiley pericardial xenograft in the mitral position. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 87, n. 6, p. 836-844, jun. 1984.
65. GABBAY, S.; FRATER, R. W. M. In vitro comparison of the new generation of mitral bioprosthetic valves. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organ.*, Hagerstown, v. 28, p. 143-147, 1982.
66. GABBAY, S.; FRATER, R. W. M. In vitro comparison of the newer heart valve bioprostheses in the mitral and aortic positions. In: COHN, L. H.; GALLUCCI, V. **Cardiac Bioprostheses. Proceedings of the Second International Symposium**. New York: Yorke Med. Books, 1982. p. 456-468.
67. GABBAY, S.; KADAM, P.; FACTOR, S.; CHEUNG, T. K.; NEVILLE, W. E. Do heart valve bioprostheses degenerate for metabolic or mechanical reasons ? *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 95, n. 2, p. 208-215, fev. 1988.
68. GABBAY, S.; KRESH J. Y. Bioengineering of Mechanical and biologic heart valve substitutes. In: MORSE, L. **Guide to Prosthetic Cardiac Valves**, Berlim Springer Verlag, 1985, p. 239-256.
69. GABBAY, S.; MCQUEEN, D. M.; YELLIN, E. L.; FRATER, R. W. M. In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prostheses at high flow rates. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 76, n. 6, p. 771-787, dez. 1978.

70. GABBAY, S.; MCQUEEN, D. M.; YELLIN, E. L.; FRATER, R. W. M. In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve bioprostheses. *Circulation*, Dallas - TX, v. 60, n. 2, p. 61-70, ago. 1979.
71. GABBAY, S.; YELLIN, E. L.; FRISHMAN, W. H.; FRATER, R. W. M. In vitro hydrodynamic comparison of St. Jude, Björk-Shiley and Hall-Kaster valves. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organs*, Hagerstown, v. 26, p. 231-236, 1980.
72. GARCIA-BENGOCHEA, J. B.; CASAGRANDE, I.; GONZALEZ-JUANATEY, J. R.; PUIG, L.; RUBIO, J.; DURAN, D.; SIERRA, J. The new labcor-santiago pericardial bioprosthesis. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 613-619, dez. 1991.
73. GHISTA, D. N. Toward an optimum prosthetic trileaflet aortic-valve design. *Med. Biol. Eng.*, Stevenage, v. 14, n. 2, p. 122-128, mar. 1976.
74. GONTIJO FILHO, B.; VRANDECIC, M. O.; MOREA, M.; RADEGRAN, K.; PAULA E SILVA, J. A.; FANTINI, F. A.; BARBOSA, J. T. Nova bioprótese aórtica sem suporte: resultados clínicos. *R. Bras. Cir. Cardiovasc.*, São Paulo, v. 7, n. 3, p. 208-214, jul/set. 1992.
75. GONZALEZ-JUANATEY, J. R.; GARCIA-BENGOCHEA, J. B.; VEGA, M.; GARCIA-ACUNA, J. M.; RUBIO, J.; DURAN, D.; SIERRA, J.; GIL, M. Doppler echocardiographic evaluation of the bioflo pericardial bioprosthesis. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 2, n. 3, p. 315-319, maio 1993.
76. GORLIN, R.; GORLIN, S. G. Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve other cardiac valves, and central circulatory shunts. I. *Am. Heart J.*, Saint Louis, v. 41, n. 1, p. 1-29, jan. 1951.
77. GRAY, R. J.; CHAUX, A.; MATLOFF, J. M.; ROBERTIS, M. D.; RAYMOND, M.; STEWART, M.; YOGANATHAN, A. Bileaflet, tilting disc and porcine aortic valve substitutes: In vivo hydrodynamic characteristics. *J. Am. Coll. Cardiol.*, New York, v. 3, n. 2, p. 321-327, fev. 1984.
78. GROSS, L.; KUGEL, M. A. Topographic anatomy and histology of the valves in the human heart. *Am. J. Pathol.*, Philadelphia, v. 7, p. 445-473, jun. 1931.
79. HEILIGER, R.; GEKS, J.; MITTERMAYER, C. Results of a comparative in vitro study of Duromedics and Björk-Shiley monostrut mitral heart valve prostheses. *J. Biomed. Eng.*, Guildford, v. 9, n. 2, p. 128-133, abr. 1987.
80. HIDER, C. F.; WADE, J. D. Action of the mitral and aortic valves in vivo studied by endoscopic cine photography. *Quart. J. Exp. Physiol.*, London, v. 51, n. 1, p. 372-379, jan. 1966.

81. HÖFIG, M.; NELLESSEN, U.; MAHMOODI, M.; SIEVERS, H. H.; LEYH, R.; MAURER, I.; BERNHARD, A.; HEINTZEN, P. H.; SIMON, R. Performance of a stentless xenograft aortic bioprosthesis up to four years after implantation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 103, n. 6, p. 1068-1073, jun. 1992.
82. HWANG, N. H. C.; NAN, X. Z.; GROSS, D. R. Prosthetic heart valve replacements. *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, Cleveland, v. 9, n. 2, p. 99-132, 1983.
83. IMAMURA, E.; ISHIHARA, S.; OHTEKI, H.; AOMI, S.; KOYANAGI, H. Open-position fixation of bioprostheses form more physiological performance. *J Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 88, n. 1, p. 114-121, jul. 1984.
84. IMAMURA, E.; OHTEKI, H.; TSUTSUI, T.; NISHIYA, Y.; ISHIHARA, S.; KOYANAGI, H. Open versus closed position fixation of bioprosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 83, n. 4, p. 610-617, abr. 1982.
85. IMAMURA, E.; WADA, J. Open aortic bioprosthesis at zero pressure. A new concept in glutaraldehyde fixation of tissue valve. *J. Cardiovasc. Surg.*, Torino, v. 21, p. 617-624, 1980.
86. IONESCU, M. I. Heart-valve replacement with autologous fascia lata. *Lancet*, London, v. 2, n. 7616, p. 335-340, ago. 1969.
87. IONESCU, M. I. The pericardial xenograft valve: mode of failure and possible remedial developments. In: BODNAR, E.; & YACOUB, M. **Biologic & Bioprosthetic valves. Proceedings of the Third International Symposium.** [New Yord] Yorke Med. Books, 1986. p. 245-255.
88. IONESCU, M. I.; PAKRASHI, B. C.; MARY, D. A. S.; BARTEK, I. T.; WOOLER, G. H. Replacement of heart valves with frame-mounted tissue grafts. *Thorax*, London, v. 29, n. 1, p. 56-67, jan. 1974.
89. IONESCU, M. I.; TANDON, A. P. Long-term clinical and hemodynamic evaluation of the Ionescu-Shiley pericardial xenograft heart valve. *Artif. Organs*, New York, v. 4, n. 1, p. 13-19, 1980.
90. IONESCU, M. I.; SMITH, D. R.; HASAN, S. S.; CHIDAMBARAM, M.; TANDON, A. P. Clinical durability of the pericardial xenograft valve: Ten years experience with mitral replacement. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 34, n. 3, set. 1982.
91. IONESCU, M. I.; WOOLER, G. H.; WHITAKER, W.; SMITH, D. R.; TAYLOR, S. H.; HARGREAVES, M. D.; SPONSORED, B. G.; KIRKLIN, J. W. Heart valve replacement with reinforced aortic heterografts. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 56, n. 3, p. 333-350, set. 1968.

92. ISHIHARA, T.; FERRANS, V. J.; JONES, M.; BOYCE, S. W.; ROBERTS, W. C.  
Structure of bovine parietal pericardium and of unimplanted Ionescu-Shiley pericardial valvular bioprostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 81, n. 5 p. 747-757, maio 1981.
93. ISHIHARA, T.; FERRANS, V. J.; BOYCE, S. W.; JONES, M.; ROBERTS, W. C.  
Structure and classification of cuspal tears and perforations in porcine bioprosthetic cardiac valves implanted in patients. *Am. J. Cardiol.*, New York, v. 48, n. 4, p. 665-678, out. 1981.
94. ISO/AAMI. ISO 5840, Implants for surgery: cardiovascular implants. **Cardiac Valve Prosthesis.** (1984).
95. JAFFE, W. M.; COVERDALE, A.; ROCHE, A. H. G.; WHITLOCK, R. M. L.; NEUTZE, J. M.; BARRATT-BOYES, B. G. Rest and exercise hemodynamics of 20 to 23 mm allograft, Medtronic intact (porcine), and St. Jude Medical valves in the aortic position. *J Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 100, n. 2, p. 167-174, ago. 1990.
96. JAFFE, W. M.; COVERDALE, H. A.; ROCHE, A. H. G.; BRANDT, P. W. T.; ORMISTON, J. A.; BARRATT-BOYES, B. G. Doppler echocardiography in the assessment of the homograft aortic valve. *Am. J. Cardiol.*, New York, v. 63, n. 20, p. 1466-1470, jun. 1989.
97. JAMIESON, W. R. E.; BURR, L. H.; TYERS, G. F. O.; MUNRO, A. I. Carpentier-Edwards standard and supra-annular porcine bioprostheses: 10 year comparison of structural valve deterioration. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 3, n. 1, p. 59-65, jan. 1994.
98. JAMIESON, W. R. E.; HAYDEN, R. I.; MIYAGISHIMA, R. T.; TUTASSAURA, H.; MUNRO, A. I.; GEREIN, A. N.; BURR, L. H.; NACNAB, J.; JANUSZ, M. T.; CHAN, F.; LING, H.; TYERS, F. O. The Carpentier-Edwards standard porcine bioprosthesis: clinical performance to 15 years. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 550-556, dez. 1991.
99. JAMIESON, W. R. E.; GEREIN, A. N.; RICCI, D. R.; JANUSZ, M. T.; TYERS, G. F. O.; MIYAGISHIMA, R. T.; MUNRO, A. I.; BURR, L. H.; ALLEN, P.; LING, H.; HAYDEN, R. I.; TUTASSAURA, H. Carpentier-Edwards supra-annular porcine bioprosthesis: A new generation tissue valve (clinical and hemodynamic assessment). In: BODNAR, E.; YACOUB, M. **Biologic & Bioprosthetic Valves. Proceedings of the Third International Symposium.** [New York] Yorke Med. Books, 1986. p. 141-151.
100. JOHNSON, D. M.; CHWIRUT, D. J.; REGNAULT W. F. FDA's requirements for In-Vitro Performance Data for Prosthetic Heart Valves. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 3, n. 3, p. 228-234, maio 1994.

101. JONES, E. L.; CRAVER, J. M.; MORRIS, D. C.; KING, S. B.; DOUGLAS, J. S.; FRANCH, R. H.; HATCHER, C. R.; MORGAN, A. Hemodynamic and clinical evaluation of the Hancock xenograft bioprosthesis for aortic valve replacement (with emphasis on management of the small aortic root). *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 75, n. 2, p. 300-308, fev. 1978.
102. KAWACHI, Y.; TOKUNAGA, K.; WATANABE, Y.; NOSE, Y.; NAKAMURA, M. In vivo hemodynamics of prosthetic St. Jude medical and Ionescu-Shiley heart valves analyzed by computer. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 39, n. 5, p. 456-461, maio 1985.
103. KHAN, S. S.; MITCHELL, R. S.; DERBY, G. C.; OYER, P. E.; MILLER, D. C. Differences in hancock and Carpentier-Edwards porcine xenograft aortic valve hemodynamics. *Circulation*, Dallas-TX, v. 82, n. 5, p. 117-124, nov. 1990.
104. KNOTT, E.; REUL, H.; KNOCH, M.; STEINSEIFER, U.; RAU, G. In vitro comparison of aortic heart valve prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 96, n. 6, p. 952-961, dez. 1988.
105. KONERTZ, W.; HAMANN, P.; SCHWAMMENTHAL, E.; BREITHARDT, G.; SCHELD, H. H. Aortic valve replacement with stentless xenografts. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 1, n. 2, p. 249-252, nov. 1992.
106. KONERTZ, W.; WEYAND, M.; SIDIROPOULOS, A.; SCHWAMMENTHAL, E.; BREITHARDT, G.; SCHELD, H. H. Technique of aortic valve replacement with the Edwards stentless aortic bioprosthesis 2500. *Eur. J. Cardiothorac Surg.*, Berlin, v. 6, p. 274-277, 1992.
107. KUNZELMAN, K. S.; GRANDE, K. J.; DAVID, T. E.; COCHRAN, R. P.; VERRIER, E. D. Aortic root and valve relationships. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 107, n. 1, p. 162-170, jan. 1994.
108. LAXMINARAYAN S.; KADAM, P.; GABBAY, S. A pulse duplicator model for testing of heart valves. *Ann. Conf. Eng. Med. Biol Soc.*, v. 9, n. 86, p. 120-123, 1986.
109. LEANDRI, J.; BERTRAND, P.; MAZZUCOTELLI, J. H.; LOISANCE, D. Mode of failure of the mitroflow pericardial valve. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 1, n. 2, p. 225-231, nov. 1992.
110. MAGILLIGAN, D. J.; LEWIS, J. W.; TILLEY, B.; PETERSON, E. The porcine bioprosthetic valve. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 89, n. 4, p. 499-506, abr. 1985.
111. MANOTHAYA, C.; VATTANAPAT, S.; SOMABUTR, C. New technique for construction of tissue heart valves. *Thorax*, London, v. 35, n. 8, p. 611-614, ago. 1980.

112. MARTIN, T. R. P.; BLACK M. M. Problems of in-vitro testing of heart valve replacements. *Proc. Eur. Soc. Artif. Organ.*, v, 3, p. 131-138, 1976.
113. MARTIN, T. R. P.; TINDALE, W. B.; NOORT, R.; BLACK M. M. In vitro heart valve evaluation: Fact or fantasy ?. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organ.*, Hagerstown, v. 27, p. 475-479, 1981.
114. MERCER, J. L. The movements of the dog's aortic valve studied by high speed cineangiography. *Br. J. Radiol.*, London, v. 46, n. 545, p. 344-349, maio 1973.
115. MERCER, J. L.; BENEDICTY, M.; BAHNSON, H. T. The geometry and construction of the aortic leaflet. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 65, n. 4, p. 511-518, abr. 1973.
116. MORAES, C. R.; ARRUDA, M. B.; LAGRECA, J. R.; ESCOBAR, M.; CAVALCANTI, I. L.; VICTOR, E. G.; RAPOSO, L.; GOMES, J. M. P. Válvulas cardíacas de fásia lata, dura-máter e pericárdio (resultado em 55 casos operados). *R. Col. Bras. Cir.*, Rio de Janeiro, p. 60-62, mar. 1976.
117. NISTAL, F.; GARCIA-MARTÍNEZ, V.; FERNANDEZ, D.; ARTIÑANO, E.; MAZORRA, F.; GALLO, I. Degenerative pathologic findings after long-term implantation of bovine pericardial bioprosthetic heart valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 96, n. 4, p. 642-651, out. 1988.
118. NISTAL, F.; GARCÍA-SATUÉ, E.; ARTIÑANO, E.; DURAN, C. M. G.; GALLO, I. Comparative study of primary tissue valve failure between Ionescu-Shiley pericardial and Hancock porcine valves in the aortic position. *Am. J. Cardiol.*, New York, v. 57, n. 1, p. 161-164, jan. 1986.
119. NOORT, R. V.; YATES, S. P.; MARTIN, T. R. P.; BARKER, A. T.; BLACK, M. M. A study of the effects of glutaraldehyde and formaldehyde on the mechanical behaviour of bovine pericardium. *Biomaterials*, Guildford, v. 3, p. 21-26, jan. 1982.
120. O'BRIEN, M. F.; CLAREBROUGH, J. K. Heterograft aortic valve transplantation for human valve disease. *Med. J. Aust.*, Sidney, v. 2, n. 5, p. 228-230, jul. 1966.
121. O'BRIEN, M. F.; CLAREBROUGH, J. K.; McDONALD, I. G.; HALE, G. S.; BRAY, H. S.; CADE, J. F. Heterograft aortic valve replacement: initial follow-up studies. *Thorax*, London, v. 22, n. 5, p. 387-396, 1967.
122. OKUDE, J.; SAKAI, K.; MATSUNAMI, O.; TANABE, T. In vitro evaluation of hydrodynamics of prosthetic heart valves. *Life Sup. Syst.*, Kent, v. 4, n. 2, p. 133-135, set. 1986.
123. PADULA, R. T.; COWAN, G. S. M.; CAMISHION, R. C. Photographic analysis of the active and passive components of cardiac valvular action. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 56, n. 6, p. 790-798, dez. 1968.

124. PARKER, J. Stentless aortic valve xenografts - A real advance? *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 1, n. 2, p. 242-243, nov. 1992.
125. PAULIS, R. D.; SOMMARIVA, L.; RUSSO, F.; TOMAI, F.; TONDO, A.; PAGLIARICCI, C.; BASSANO, C.; CHIARIELLO, L. Doppler echocardiography evaluation of the Carbomedics valve in patients with small aortic anulus and valve prosthesis-body surface area mismatch. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 108, n. 1, p. 57-62, jul. 1994.
126. PELLETIER, C.; CHAITMAN, B. R.; BAILLOT, R.; VAL, P. G.; BONAN, R.; DYRDA, I. Clinical and hemodynamic results with the Carpentier-Edwards porcine bioprosthesis. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 34, n. 6, p. 612-624, dez. 1982.
127. PERIER, P.; MIHAILEANU, S.; FABIANI, J.; DELOCHE, A.; CHAUVAUD, S.; JINDANI, A.; CARPENTIER, A. Long-term evaluation of the carpentier-edwards pericardial valve in the aortic position. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, Supp., dez. 1991.
128. PESARINI, A. Bioprótese aórtica de pericárdio bovino - Cardioprótese -; experiência de três anos. Apresentado à Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardíaca, para a obtenção do Título de Especialista. 28 p.
129. PESARINI, A. **Simulador de Pulso para Testes de Próteses Valvares Cardíacas.** Curitiba, 1991. Dissertação (Mestrado). Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.
130. PESKIN, C. S.; WOLFE, A. W. The aortic sinus vortex. *Fed. Proc.*, Bethesda, v. 37, n. 14, p. 2784-2792, dez. 1978.
131. PILLAI, R.; SPRIGGINGS, D.; AMARASENA, N.; O'REGAN, D. J.; PARRY, A. J.; WESTABY, S. Stentless aortic bioprosthesis? The way forward: Early experience with the Edwards valve. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 56, n. 1, p. 88-91, jul. 1993.
132. POHLNER, P. G.; THOMSON, F. J.; HJELMS, E.; BARRAT-BOYES, B. G. Experimental evaluation of aortic homograft valves mounted on flexible support frames and comparison with glutaraldehyde-treated porcine valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 77, n. 2, p. 287-293, fev. 1979.
133. PUIG, L. B. **Substituição da valva aórtica por valva de dura-máter homóloga.** São Paulo, 1972. Tese (Doutorado). Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
134. RAHIMTOOLA, S. H. The problem of valve prosthesis-patient mismatch. *Circulation*, Dallas - TX, v. 58, n. 1, p. 20-24, jul. 1978.



135. REECE, I. J.; NOORT, R. V.; PHIL, D.; MARTIN, T. R. P.; BLACK, M. M. The physical properties of bovine pericardium: A study of the effects of stretching during chemical treatment in glutaraldehyde. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 33, n. 5, p. 480-485, maio 1982.
136. REID, K. The anatomy of the sinus of Valsalva. *Thorax*, London, v. 25, n. 1, p. 79-85, jan. 1970.
137. REIS, R. L.; HANCOCK, W. D.; YARBROUGH, J. W.; GLANCY, D. L.; MORROW, A. G. The flexible sent. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* Saint Louis, v. 62, n. 5, p. 683-689, nov. 1971.
138. REUL, G. J.; COOLEY, D. A.; DUNCAN, J. M.; FRAZIER, O. H.; HALLMAN, G. L.; LIVESAY, J. J.; OTT, D. A.; WALKER, W. E. Valve failure with the Ionescu-Shiley bovine pericardial bioprosthesis: Analysis of 2680 patients. *J. Vasc. Surg.*, Saint Louis, v. 2, n. 1, p. 192-204, jan. 1985.
139. REUL, H.; JACQUES, A. M.; STEINSEIFER U.; SCHMITZ, B.; SCHMIDT, A.; SCHMITZ, C.; RAU, G. In vitro comparison of bileaflet aortic heart valve prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 106, n. 3, p. 412-420, set. 1983.
140. REUL, H.; VAHLBRUCH, A.; GIERSEIPEN, M.; SCHMITZ-RODE, T.; HIRTZ, V.; EFFERT, S. The geometry of the aortic root in health, at valve disease and after valve replacement. *J. Biomech.*, Elmsford, v. 23, n. 2, p. 181-191, 1990.
141. REVUELTA, J. M.; GARCIA-RINALDI, R.; JOHNSTON, R. H.; BONNINGTON, L.; UBAGO, J. L.; DURAN, C. The Ionescu-Shiley valve: A solution for the small aortic root. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 88, n. 2, p. 234-237, ago. 1984.
142. RIVERA, R.; INFANTES, C.; DELCAN, J. L.; RICO, M. Clinical and hemodynamic assessment of the Angell-Shiley porcine xenograft. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 30, n. 5, p. 455-464, nov. 1980.
143. RIZZO, D. F. D.; GOLDMAN, B. S.; JOYNER, C. P.; SEVER, J.; FREMES, S. E.; CHRISTAKIS, G. T. Initial clinical experience with the toronto stentless porcine valve. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 9, n. 4, p. 379-385, jul. 1994.
144. ROE, B. B. "Extinct" cardiac valve prostheses. In: BODNAR, E. & FRATER, R. W. M. *Replacement Cardiac Valves*, New York; Pergamon Press, Inc, 1991. p. 307-332.
145. ROSEN, J. J.; WRIGHT, J. T. M.; MYERS, D. J.; JOHANSEN, J. Hydrodynamic performance of a new pericardial heart valve. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organ.*, Hagerstown, v. 27, p. 151-154, 1981.

146. ROSS, D. N. Aortic-Valve replacement. *Lancet*, London, v. 2, n. 7461, p. 461-463, ago. 1966.
147. ROSS, D. N. Homograft replacement of the aortic valve. *Lancet.*, London, v. 2, n. 7253, p. 487, set. 1962.
148. ROSSITER, S. J.; MILLER, D. C.; STINSON, E. B.; OYER, P. E.; REITZ, B. A.; MORENO-CABRAL, R. J.; MACE, J. G.; ROBERT, E. W.; TSAGARIS, T. J.; SUTTON, R. B.; ALDERMAN, E. L.; SHUMWAY, N. E. Hemodynamic and clinical comparison of the hancock modified orifice and standard orifice bioprostheses in the aortic position. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 80, n. 1, p. 54-60, jul. 1980.
149. ROUSSEAU, E. P. M.; SAUREN, A. A. H. J.; HOUT, M. C., STEENHOVEN, A. A. Elastic and viscoelastic material behaviour of fresh and glutaraldehyde-treated porcine aortic valve tissue. *J. Biomech.*, Elmsford, v. 16, n. 5, p. 339-348, 1983.
150. SABBAH, H. N.; HAMID, M. S.; STEIN, P. D. Estimation of mechanical stresses on closed cusps of porcine bioprosthetic valves: Effects of stiffening, focal calcium and focal thinning. *Am. J. Cardiol.*, New York, v. 55, n. 8, p. 1091-1096, abr. 1985.
151. SANDS, M. P.; RITTENHOUSE, E. A.; MOHRI, H.; MERENDINO, K. A. An anatomical comparison of human, pig, calf, and sheep aorti valves. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 8, n. 1, p. 407-414, jul. 1969.
152. SCHOEN, F. J.; COLLINS, J. J.; COHN, L. H. Long-Term failure rate and morphologic correlations in porcine bioprosthetic heart valves. *Am. J. Cardiol.*, New York, v. 51, n. 6, p. 957-964, mar. 1983.
153. SCHOEN, F. J.; FERNANDEZ, J.; GONZALEZ-LAVIN, L.; CERNAIANU, A. Causes of failure and pathologic findings in surgically removed Ionescu-Shiley standard bovine pericardial heart valve bioprostheses: emphasis on progressive structural deterioration. *Circulation*, Dallas - TX, v. 76, n. 3, p. 618-627, set. 1987.
154. SCHOEN, F. J. & LEVY, R. Calcification of bioprosthetic heart valves. In: BODNAR, E.; FRATER, R. W. M. *Replacement Cardiac Valves*. New York; Pergamon Press. 1991. p. 125-148.
155. SCOTTEN, L. N.; WALKER, D. K.; BROWNLEE, R. T. Construction and evaluation of a hydromechanical simulation facility for the assessment of mitral valve prostheses. *J. Med. Eng. Technol.*, London, v. 3, n. 1, p. 11-18, jan. 1979.
156. SENNING, A. Fascia lata replacement of aortic valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 54, n. 4, p. 465-470, out. 1967.

157. SENNING, A. Long-term results of cardiac valve replacement: fascia lata valves. In: DAVILA, J. C. **Second Henry Ford Hospital International Symposium on Cardiac Surgery**. New York, Appleton-Century-Crofts, 1975. p. 496-502.
158. SIEVERS, H. H.; LANGE, P. E.; BERNHARD, A. Implantation of a xenogeneic stentless aortic bioprosthesis. First experience. *Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Stuttgart, v. 33, n. 1, p. 225-226, fev. 1985.
159. SIEVERS, H.; MAHMOODI, M.; MARQUARDT, P.; NELLESSEN, U.; HÖFIG, M.; ANGELL, W. W.; BERNHARD, A. Unstented and partial stented bioprostheses for aortic valve replacement-Up to 6 years of follow-up. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 600-605, dez. 1991.
160. SIEVERS, H. H.; PODSZUS, G.; LANGE, P. E.; BURSCH, J. H.; BERNHARD, A. Replacement of the aortic root by free implantation of a stentless aortic porcine bioprosthesis in a patient with aneurysm of the sinuses of Valsalva. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 33, n. 6, p. 360-361, dez. 1985.
161. STEENHOVEN, A. A. V.; VERLAAN, C. W. J.; VEENSTRA, P. C.; RENEMAN, R. S. In vivo cinematographic analysis of behavior of the aortic valve. In: THUBRIKAR, M. **The Aortic Valve**, Boca Raton, CRC Press, 1981. p. 286-292.
162. SWALES, P. D.; HOLDEN, M. P.; DOWSON, D.; IONESCU, M. I. Opening characteristics of three-cusp tissue heart valves. *Thorax*, London, v. 28, n. 3, p. 286-292, maio 1973.
163. SWANSON, W. M.; CLARK, R. E. A simple cardiovascular system simulator: Design and performance. *J. Bioeng.*, New York, v. 1, n. 1, p. 135-145, jan. 1977.
164. SWANSON, W. M.; CLARK, R. E. Dimensions and geometric relationships of the human aortic valve as a function of pressure. *Circulation*, Dallas-TX, v. 35, p. 871-882, dez. 1974.
165. TAN, A. J. K.; HOLT, D. L. The effects of sterilization and storage treatments on the stress-strain behavior of aortic valve leaflets. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 22, n. 2, p. 188-194, ago. 1976.
166. TANDON, A. P.; SMITH, D. R.; MARY, D. A. S.; IONESCU, M. I. Sequential hemodynamic studies in patients having aortic valve replacement with the Ionescu-Shiley pericardial xenograft. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 24, n. 2, p. 149-155, ago. 1977.
167. TANDON, A. P.; SMITH, D. R.; WHITAKER, W.; IONESCU, M. I. Long-term haemodynamic evaluation of aortic pericardial xenograft. *Br. Heart J.*, London, v. 40, p. 601-607, maio 1977.

168. THIENE, G.; BORTOLOTTI, U.; VELENTE, M.; MILANO, A.; CALABRESE, F.; TALENTI, E.; MAZZUCCO, A.; GALLUCCI, V. Mode of failure of the hancock pericardial valve xenograft. *Am. J. Cardiol.*, New York, v. 63, n. 1, p. 129-133, jan. 1989.
169. THOMSON, F. J.; BARRATT-BOYES, B. G. The glutaraldehyde-treated heterograft valve. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 74, n. 2, p. 317-321, ago. 1977.
170. THUBRIKAR, M. Geometry of the Aortic Valve. In: THUBRIKAR, M. *The Aortic Valve*, Boca Raton, CRC Press, 1990. p. 1-18
171. THUBRIKAR, M. Mechanical Stresses in the Aortic Valve. In: THUBRIKAR, M. *The Aortic Valve*, Boca Raton, CRC Press, 1990. p. 97-127
172. THUBRIKAR, M.; BOSHER, L. P.; NOLAN, S. P. The mechanism of opening of the aortic valve. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 77, n. 6, p. 863-870, jun. 1979.
173. THUBRIKAR, M.; CARABELLO, B. A.; AOUAD, J.; NOLAN, S. P. Interpretation of aortic root angiography in dogs and in humans. *Cardiovasc. Res.*, London, v. 16, n. 1, p. 16-21, jan. 1982.
174. THUBRIKAR, M.; HECKMAN, J. L.; NOLAN, S. P. High speed cine radiographic study of aortic valve leaflet motion. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 2, n. 6, p. 653-661, nov. 1993.
175. THUBRIKAR, M. J.; NOLAN, S. P.; AOUAD, J.; DECK, D. Stress sharing between the sinus and leaflets of canine aortic valve. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 42, n. 4, p. 434-440, out. 1986.
176. THUBRIKAR, M.; NOLAN, S. P.; BOSHER, L. P.; DECK, J. D. The cyclic changes and structure of the base of the aortic valve. *Am. Heart J.*, Saint Louis, v. 99, n. 2, p. 217-224, fev. 1980.
177. THUBRIKAR, M.; PIEPGRASS, W. C.; DECK, J. D.; NOLAN, S. P. Stress of natural versus prosthetic aortic valve leaflets in vivo. *Ann. Thorac. Surg.*, New York, v. 30, n. 3, p. 230-239, set. 1980.
178. THUBRIKAR, M.; PIEPGRASS, W. C.; SHANER, T. W.; NOLAN, S. The design of the normal aortic valve. *Am. Physiol. Soc.*, v. 81, p. 795-801, 1981.
179. THUBRIKAR, M. J.; SKINNER, J. R.; EPPINK, R. T.; NOLAN, S. P. Stress analysis of porcine bioprosthetic heart valves in vivo. *J. Biomed. Mater. Res.*, New York, v. 16, p. 811-826, 1982.
180. TROWBRIDGE, E. A.; CROFTS, C. E. Evidence that deformations which occur during mechanical conditioning of bovine pericardium are not permanent. *Biomaterials*, Guildford, v. 7, p. 49-54, jan. 1986.

181. TROWBRIDGE, E. A.; CROFTS, C. E. Pericardial heterograft valves; an assessment of leaflet stress and their implications for heart valve design. *J. Biomed. Eng.*, Guildford, v. 9, p. 345-355, out. 1987.
182. TROWBRIDGE, E. A.; LAWFORD, P. V.; CROFTS, C. E.; ROBERTS, K. M. Pericardial heterografts: Why do these valves fail? *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 95, n. 4, p. 577-585, abr. 1988.
183. TROWBRIDGE, E. A.; ROBERTS, K. M.; CROFTS, C. E.; LAWFORD, P. V. Pericardial heterografts. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 92, n. 1, p. 21-28, jul. 1986.
184. U. S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. Public Health Service. Food and Drug Administration. Center for Devices and Radiological Health. Replacement heart valve guidance. Rockville, 1993. 120 p.
185. VALENTE, M.; BORTOLOTTI, U.; ARBUSTINI, E.; TALENTI, E.; THIENE, G.; GALLUCCI, V. Glutaraldehyde-preserved porcine bioprosthesis. *Chest*, Park Ridge, ILL., v. 83, n. 4, p. 607-611, abr. 1983.
186. VALENTE, M.; MINARINI, M.; IUS, P.; TALENTI, E.; BORTOLOTTI, U.; MILANO, A.; THIENE, G. Durability of glutaraldehyde-fixed pericardial valve prostheses: clinical and animal experimental studies. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 1, n. 2, p. 216-224, nov. 1992.
187. VESELY, I.; MENKIS, A. H.; RUTT, B.; CAMPBELL, G. Aortic valve/root interactions in porcine hearts: implications for bioprosthetic valve sizing. *J. Card. Surg.*, Mount Kisco, v. 6, n. 4, p. 482-489, dez. 1991.
188. VETTER, H. O.; KRUPA, W.; NERLICH, A.; WELSCH, U.; WEINHOLD, C.; SCHMITZ, C.; REICHART, B. New morphologic aspects of explanted hancock extracorporeal pericardial bioprostheses. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 3, n. 3, p. 335-343, maio 1994.
189. WALKER, D. K.; SCOTTEN, L. N.; BROWNLEE, R. T. New Generation tissue valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 88, n. 4, p. 573-582, out. 1984.
190. WALKER, D. K.; SCOTTEN, L. N.; BROWNLEE, R. T. The mitroflow™ pericardial heart valve. *Scand J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Stockholm, v. 19, n. 2, p. 131-138, 1985.
191. WALKER, D. K.; SCOTTEN, L. N.; MODI, F. J.; BROWNLEE, R. T. In vitro assessment of mitral valve prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 79, n. 5, p. 680-688, maio 1980.

192. WALLEY, V. M.; KEON, W. J. Patterns of failure in Ionescu-Shiley bovine pericardial bioprosthetic valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 93, n. 6, p. 925-933, jun. 1987.
193. WALLEY, V. M.; RUBENS, F. D.; CAMPAGNA, M.; PIPE, A. L.; KEON, W. J. Patterns of failure in hancock pericardial bioprostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 102, n. 2, p. 187-194, ago. 1991.
194. WESSEL, H. U.; KEZDI, P.; LEWIS, J. A simple external pulse duplicator for observation of cardiac valvular action. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 43, n. 4, p. 513-516, abr. 1962.
195. WOO YI-REN, BRENDZEL, A. M. In vitro pulsatile flow visualization studies with bileaflet mechanical heart valves. *Ann. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, v. 9, n. 86, p. 124-126, 1986.
196. WOODROOF, E. A. The chemistry and biology of aldehyde treated tissue heart valve xenografts. In: IONESCU, M. I. *Tissue Heart Valves*; London, Butterworths, 1979. p. 349-361.
197. WORTHAM, D. C.; TRI, T. B.; COLONEL, L.; BOWEN, T. E. Hemodynamic evaluation of the Sr. Jude medical valve prosthesis in the small aortic anulus. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Saint Louis, v. 81, n. 4, p. 615-620, abr. 1981.
198. WRIGHT, J. E. C.; NG, Y. L. Elasticity of human aortic valve cusps<sup>1</sup>. *Cardiovasc. Res.*, London, v. 8, n. 3, p. 384-390, maio 1974.
199. WRIGHT, J. T. M. Hydrodynamic evaluation of tissue valves. In: IONESCU, M. I. *Tissue Heart Valves*. London: Butterworths, 1979. p. 29-87.
200. YACOUB, M.; KHAGHANI, A.; DHALLA, N.; MANKAD, P.; STASSANO, P.; GLENVILLE, B.; RADLEY-SMITH, R. Aortic valve replacement using unstented dura or calf pericardium: early and medium term results. In: BODNAR, E. & YACOUB, M. *Biologic & Bioprosthetic Valves. Proceedings of the Third International Symposium*. [New York] Yorke Medical Books, 1986. p. 684-690.
201. YOGANATHAN, A. P.; CORCORAN W. H. Pressure drops across prosthetic aortic heart valves under steady and pulsatile flow - in vitro measurements. *J. Biomech.*, Elmsford, v. 12, p. 153-164, ago. 1979.
202. YOGANATHAN, A. P.; EBERHARDT, C. E.; WALKER, P. G. Hydrodynamic performance of the medtronic freestyle TM aortic root bioprosthesis. *J. Heart Valve Dis.*, Pinner, v. 3, n. 5, p.571-580, set. 1994.

203. YOGANATHAN, A. P.; WOO, Y.; WILLIAMS, F. P.; FRANCH, R. H.; JONES, M. In vitro hemodynamic characteristics of tissue bioprostheses in the aortic position. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, Saint Louis, v. 92, n. 2, p. 198-209, ago. 1986.
204. ZERBINI, E. J. Lesões adquiridas da valva aórtica. In: \_\_\_\_\_. **Tratamento Cirúrgico das Lesões das Valvas Mitral, Aórtica e Tricúspide**. São Paulo: Carlo Erba, p. 7-36, 1968